



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I (PRÓTESIS BUCOFACIAL)

EVALUACIÓN IN VITRO DE LA PRECISIÓN DE AJUSTE DE PILARES SOBRE IMPLANTES CON CONEXIÓN HEXAGONAL INTERNA Y EXTERNA

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

Máster en Ciencias Odontológicas

2013

CRISTINA PÉREZ JIMÉNEZ

EVALUACIÓN IN VITRO DE LA PRECISIÓN DE AJUSTE DE PILARES SOBRE IMPLANTES CON CONEXIÓN HEXAGONAL INTERNA Y EXTERNA

Trabajo de investigación
Máster en Ciencias Odontológicas

Cristina Pérez Jiménez

Tutores:

Profa. Dra. M^a Jesús Suárez García

Profa. Dra. Esther Gonzalo Íñigo

Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

MADRID, 2013

ÍNDICE

ÍNDICE

1. <u>INTRODUCCIÓN</u>	5
1.1. Historia de la implantología	6
1.2. Terminología relativa al cuerpo del implante y los componentes protésicos	7
1.3. Conexión entre la prótesis y el implante	10
1.3.1. Conexión del pilar	10
1.3.2. Ajuste de los componentes	11
1.4. Aleaciones de titanio	12
1.4.1. Propiedades físicas	13
1.4.2. Propiedades químicas	14
1.4.3. Propiedades biológicas	14
1.5. Ajuste y pasividad	15
1.5.1. Técnicas de medición de ajuste	17
1.5.2. Ajuste de la conexión implante-pilar	19
2. <u>HIPÓTESIS DE TRABAJO</u>	20
3. <u>JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS</u>	22
4. <u>MATERIAL Y MÉTODO</u>	24
4.1. Muestra y selección de grupos	25
4.2. Confección de las probetas	28
4.3. Clasificación y numeración de las probetas	29
4.4. Preparación de las muestras	30
4.5. Análisis del ajuste marginal	32
5. <u>RESULTADOS</u>	36
5.1. Estadística descriptiva	37
5.1.1. Discrepancia implante-pilar	38
5.1.2. Discrepancia entre las caras	40
5.2. Estadística inferencial	42
6. <u>DISCUSIÓN</u>	45
6.1. Discrepancia marginal vertical	46
6.2. Discrepancia marginal según el tipo de conexión	48
7. <u>CONCLUSIONES</u>	49
8. <u>BIBLIOGRAFÍA</u>	50
9. <u>ANEXOS</u>	57
9.1. Plano para la confección de la probeta	58
9.2. Análisis estadístico	60

1. INTRODUCCIÓN

1.1 HISTORIA DE LA IMPLANTOLOGÍA

Siempre ha existido el deseo de sustituir los dientes perdidos con algo similar a un diente. La historia de los implantes con forma de raíz se remonta a miles de años atrás, e incluye a civilizaciones como los antiguos chinos, los cuales tallaban hace 4.000 años palos de bambú con forma de estacas y los introducían en el hueso para sustituir de forma fija los dientes. Hace 2.000 años, los egipcios empleaban metales preciosos con un método similar. Los incas de América Central tomaban fragmentos de conchas marinas y los introducían con martillos en el hueso con el fin de sustituir los dientes perdidos. ¹ En otras palabras, sustituir un diente con un implante siempre ha tenido sentido.

Maggiolo introdujo la historia más reciente de la implantología dental en 1809, cuando utilizó oro con forma de raíz dentaria. En 1887, Harris describió el uso de dientes confeccionados con porcelana, en los que se habían ajustado unos pernos de platino recubiertos de plomo. Se examinaron diversos materiales y a comienzos del siglo XX, Lambotte fabricó implantes de aluminio, plata, bronce, cobre rojo, magnesio, oro y acero blando chapado con oro y níquel. Identificó la corrosión de varios de estos metales en los tejidos corporales, que se relacionaba con la acción electrolítica.

En 1938, Strock introdujo en implantología oral la aleación quirúrgica de cobalto-cromo-molibdeno, al sustituir un incisivo superior izquierdo, un implante que duró más de 15 años. En 1946, Strock diseñó un implante de tornillo en dos etapas, que se insertaba sin un perno transmucoso. El perno del pilar de la corona individual se sumaba tras la cicatrización completa. La interfase deseable alrededor del implante en aquella época se describía como anquilosis, que puede equipararse al término clínico de fijación rígida. El primer implante enterrado que colocó Strock aún se encontraba funcional después de 40 años. ²

La osteointegración, tal como fue definida por primera vez por Bränemark, denota, al menos, algún contacto directo del hueso vital con la superficie de un implante, bajo el nivel de magnificación del microscopio óptico. El porcentaje de contacto directo entre hueso e implante varía. El término de osteointegración se ha convertido en algo común en la disciplina implantológica, y describe no sólo una situación microscópica, sino también un estado clínico.

Ninguna otra persona de la historia reciente ha influido tanto en la concepción de los implantes con forma radicular como Bränemark. La documentación de los pasados estudios de casos clínicos, la investigación sobre la cirugía y la fisiología ósea, la cicatrización de los tejidos blandos y duros, y las aplicaciones restauradoras procedentes del laboratorio de Bränemark no tienen precedentes. ³

El empleo de implantes dentales para tratar el edentulismo total y parcial se ha convertido en una modalidad terapéutica integrada en la odontología restauradora. ⁴

Es importante conocer cuál es la misión última del implante, de forma que no sea entendido como un simple sustituto del diente perdido, sino como elemento retenedor de una restauración o supraestructura protésica.

1.2 TERMINOLOGÍA RELATIVA AL CUERPO DEL IMPLANTE Y LOS COMPONENTES PROTÉSICOS

El crecimiento exponencial del uso de implantes durante los últimos 20 años ha sido paralelo a la explosión en el campo de fabricación de los implantes. Actualmente, se dispone de más de 90 diseños, que ofrecen combinaciones innumerables de diseños de cuerpo implantario, formas de plataforma, diámetro, longitud, conexiones protésicas, estado de la superficie e interfases.⁵

El diseño más común de forma radicular combina un cuerpo implantario independiente con un pilar protésico, que permite colocar el implante bajo los tejidos blandos durante la cicatrización inicial del hueso. Se requiere un segundo procedimiento quirúrgico que ponga al descubierto el implante, a modo de abordaje quirúrgico en dos etapas, separadas por el proceso de cicatrización de los tejidos duros. La filosofía del diseño es conseguir una fijación rígida clínica, que se corresponda con una interfase microscópica de contacto directo entre hueso e implante, sin interposición de tejido fibroso, en una porción significativa del cuerpo del implante.



Fig.1

El cuerpo del implante es la porción del implante dental que se diseña para ser colocado en el hueso, con el fin de anclar los componentes protésicos. El cuerpo del implante está constituido por el módulo de la cresta, el cuerpo y el ápice.² (Figura 1)

El módulo de la cresta de un implante es aquella porción diseñada para retener el componente protésico en un sistema de dos piezas. También representa la zona de transición entre el diseño del cuerpo implantario y la región transósea del implante, a nivel de la cresta del reborde. El módulo de la cresta también puede diseñarse con el fin de sobresalir sobre el tejido blando en algunos sistemas implantarios.

La zona de conexión del pilar, tiene con frecuencia, una plataforma sobre la que se coloca el pilar. Dicha plataforma ofrece resistencia física a las cargas oclusales axiales. Se incluye a menudo un mecanismo antirrotacional sobre la plataforma (hexágono externo), aunque puede extenderse hacia el interior del cuerpo del implante (hexágono interno, extremo apuntado de Morse, surcos internos).

La plataforma precisa un acoplamiento que puede estar por encima o por debajo del nivel de la cresta ósea. Los mecanismos antirrotacionales forman parte, típicamente, de este elemento. ⁶ La conexión clásica sobre la plataforma es un hexágono externo, con dimensiones que varían según el fabricante y el diámetro del implante.

Un ajuste de alta precisión en las dimensiones del hexágono externo, plano por plano, es fundamental para la estabilidad de la conexión entre el cuerpo del implante y el pilar. ⁷

Las conexiones internas pueden ser del tipo de hexágono interno y octágono. Otras formas geométricas engloban octogonal, tornillo cónico, hexágono cilíndrico, acanalada, en tubo de leva y perno-ranura. Su conexión se produce por ajuste por deslizamiento o fricción, con fijación a tope o en bisel. Todas buscan proporcionar un encaje perfecto de los dos componentes con una tolerancia mínima. ⁶

El pilar es la porción del implante que sostiene o retiene una prótesis o superestructura implantaria. Se define la superestructura como un armazón metálico que se ajusta a los pilares implantarios, y proporciona retención a una prótesis removible o sirve de estructura para una prótesis fija.

Se describen tres categorías principales de pilares implantarios, según el método por el cual se sujeta la prótesis o la superestructura al pilar:

1. El *pilar para atornillado* emplea un tornillo para fijar la prótesis o la superestructura. (Fig. 2)

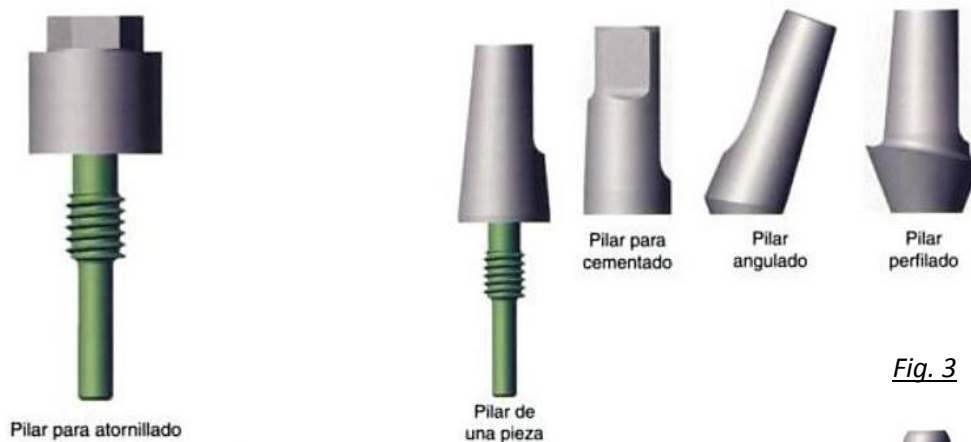


Fig.2

2. El *pilar para cementado* utiliza cemento dental para fijarlas. (Fig.3)
3. El *pilar para retenedor* emplea un sistema de retenedor para fijar una prótesis removible. Puede emplearse para prótesis completas o parciales. (Fig. 4)



Fig. 3



Fig. 4

Cada uno de los tres tipos de pilares puede clasificarse como recto o angulado, lo que describe la relación axial entre el cuerpo implantario y el pilar. El pilar para atornillado emplea un tornillo de cobertura higiénica situado sobre el pilar, con el fin de impedir que los residuos y el cálculo invadan la porción de la rosca interna del pilar durante la confección de la prótesis, entre las citas de la fase protésica.

La pobreza de diseños de pilares de hace una década ha sido sustituida por multitud de opciones. La expansión de la implantología dental, sus aplicaciones en odontología estética y la creatividad de los fabricantes en este mercado competitivo son responsables de la explosión de estilos de pilares implantarios que existe en la actualidad.⁸

Misch y Misch⁶ desarrollaron en 1992 un vocabulario genérico para los implantes endoóseos. Este vocabulario se presenta en un orden que sigue la cronología, desde la inserción hasta la restauración. Al formular la terminología, se hizo referencia a cinco sistemas de implantes utilizados de forma común en Estados Unidos.

Diez años después, la drástica evolución del mercado implantológico ha dado lugar a la desaparición completa de algunos de ellos, y a la multiplicación y mutación de otros mediante fusiones y cambios de nombre. Para empeorar las cosas, incluso en los casos en los que la empresa permaneció, pueden haber tenido lugar cambios en la línea de implantes y en el diseño de sus componentes (tanto en dimensiones como en tipos de conexión). Un artículo de 1998 señalaba que sólo en Estados Unidos la profesión tenía para elegir en la actualidad más de 1.300 implantes y 1.500 pilares de diversos materiales, formas, tamaños, diámetros, longitudes, superficies y conexiones.⁹

Más que nunca, se necesita un lenguaje común. Los componentes implantarios aún pueden clasificarse en categorías de aplicaciones o indicaciones amplias, y el profesional debería ser capaz de reconocer una determinada categoría de componentes, y conocer sus indicaciones y limitaciones.²

1.3 CONEXIÓN ENTRE LA PRÓTESIS Y EL IMPLANTE

1.3.1. CONEXIÓN DEL PILAR

Desde la introducción del sistema Bränemark en los años 60 y 70, se han desarrollado un gran número de sistemas de implantes. Una de las características que ha sido objeto de debate es el diseño de la conexión que permite unir la estructura protésica a los implantes.¹⁰

Desde el principio, el sistema Bränemark se ha caracterizado por un hexágono externo (Figura 5) que fue desarrollado para facilitar la inserción del implante en lugar de proporcionar un dispositivo antirrotacional. Esta configuración de hexágono externo ha sido muy útil en los últimos años y se ha incorporado en un gran número de sistemas. Sin embargo, tiene algunos inconvenientes debido a su altura limitada y, como consecuencia, eficacia limitada cuando son sometidos a cargas fuera del eje axial.¹¹ Por lo tanto, se ha especulado que, bajo grandes cargas oclusales, el hexágono externo podría permitir micromovimientos del pilar, causando así inestabilidad de la articulación que puede resultar en el aflojamiento del tornillo o la fractura por fatiga.¹²

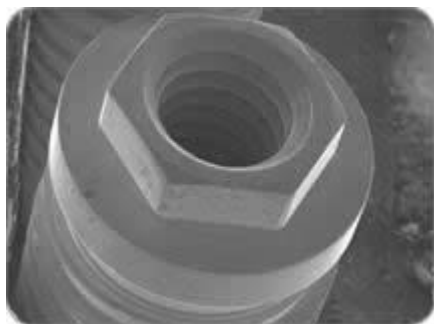


Fig.5



Fig.6

Las conexiones internas (Figura 6) se introdujeron para reducir o eliminar estas complicaciones mecánicas y reducir el estrés transferido a la cresta ósea.¹³ Esto no es del todo cierto para todos los sistemas de conexión. A diferencia de la conexión externa hexagonal, las configuraciones de la conexión interna adoptadas por los diferentes sistemas no son iguales.

Se han identificado los factores que afectan a la unión del tornillo, y son: la altura del hexágono, el diámetro de la plataforma, el desajuste de los componentes y el asentamiento de los tornillos o los pilares.¹⁴ Boggan y cols.⁷ han estudiado la influencia del diseño en la resistencia mecánica y en la calidad del ajuste de la interfase implante-pilar. Los tipos de fracaso observados en las muestras sometidas a pruebas estáticas fueron la torsión o la

deformación del tornillo del pilar, mientras que para las muestras sometidas a las pruebas de fatiga el tipo de fracaso observado más frecuente fue la fractura de dicho tornillo.

Se ha señalado el tipo de conexión implante-pilar como la variable más relevante que puede asegurar la estabilidad de dicha unión. Se ha postulado que la conexión interna demuestra una mayor resistencia a la flexión y una mejor distribución de la fuerza sobre las configuraciones externas ¹⁵ debido a su capacidad para disipar las cargas laterales dentro del implante y para resistir conjuntamente creando un cuerpo unificado, mostrando así una distribución de carga más favorable en el área de conexión. ^{16, 17}

1.3.2. AJUSTE DE LOS COMPONENTES

El diseño de los componentes del implante y de la prótesis está relacionado con la incidencia de aflojamiento de los tornillos.

Cuando las conexiones entre el implante y el pilar están desajustadas, se generan tensiones inadecuadas sobre el tornillo que los mantiene unidos. ¹⁸ Las pruebas mecánicas demuestran una relación directa entre la tolerancia de las dos superficies lisas del hexágono externo y la estabilidad del tornillo del pilar o prótesis.

Binon y cols. ¹⁹ demostraron que se puede alcanzar una gran estabilidad en la unión roscada cuando la distancia media entre las dos superficies es de menos de 0,005 mm dentro del hexágono y una distancia menor de 0,05 mm entre las superficies de la muestra completa.

En la literatura se muestra que el desajuste en los componentes del pilar puede llegar a ser de hasta 66 μm en sentido vertical entre el pilar y el cuerpo implantario, 10° en sentido rotatorio y una discrepancia horizontal de hasta 99 μm . Estos datos oscilan dependiendo del tipo de sistemas de implantes. La tolerancia al mecanizado de algunos sistemas puede ser tan pequeña como 5 μm y menor de 1° en la rotación. Cuanto más preciso sea el ajuste de los distintos componentes, menos fuerza se aplicará hacia el tornillo del pilar. ¹⁹

Cuando el pilar puede rotar sobre la porción del módulo de la cresta del implante, se generan muchas más fuerzas sobre el tornillo. Cada fabricante tiene componentes con diferente tolerancia en la conexión implante-pilar. El mayor ajuste (angulación de "Morse") obtiene una conexión directa entre los metales. Otros fabricantes de pilares pueden permitir una rotación de 3° a 6° alrededor de la configuración hexagonal del módulo de la cresta. ²

1.4 ALEACIONES DE TITANIO

A causa de su peso ligero, bajo módulo de elasticidad y resistencia a la corrosión, el titanio y algunas de sus aleaciones han sido materiales importantes para la industria desde la década de 1950. Ahora, con las ventajas adicionales de una excelente biocompatibilidad y fácil conformación y acabado, estos materiales encuentran múltiples usos en aplicaciones dentales.²⁰

El titanio es un metal reactivo que se extrae a partir de minerales como la menachanita (descubierto en el siglo XVIII por W.Gregor); el rutilo de titanio (forma natural del dióxido de titanio o TiO_2); o de la ilmenita (titanio de hierro). Los más utilizados actualmente son el rutilo y la ilmenita.²¹

El titanio comercialmente puro, que es el empleado con mayor frecuencia para la confección de prótesis, incorpora además cantidades mínimas de oxígeno, nitrógeno, hidrógeno, hierro y carbono durante los procedimientos de purificación.²²

Estas pequeñas adiciones modifican las propiedades fisicoquímicas del titanio, lo que justifica la existencia de cuatro tipos o grados de este metal (según la clasificación propuesta por la A.S.T.M. o American Society of Testing and Materials).

No existen indicaciones exclusivas de cada uno de estos grupos para determinados tipos de prótesis, aunque debido a la diferencia de sus propiedades puede haber ciertas preferencias a la hora de seleccionar un grado u otro de titanio en la confección de ciertos diseños.

El titanio puro de grado I se emplea en barras sobre implantes; el titanio puro de mercado grado II (Ti CP 2) se aconseja para las restauraciones fijas sometidas a pequeños esfuerzos mecánicos, así como para la fabricación de cofias en coronas individuales y puentes de pequeña extensión mecanizados y diseñados mediante el sistema Procera. El titanio de grado IV (Ti CP 4) se utiliza para la elaboración de prótesis parciales removibles sometidas a mayores cargas. Además del titanio puro se pueden emplear alguna de sus aleaciones como: Ti-6Al-4V, Ti-15V, Ti-20Cu, Ti-30Pd fundamentalmente la primera.²³

Actualmente disponemos de dos técnicas diferentes para procesar el titanio: la técnica del mecanizado, desarrollada por el Dr. Matts Andersson en 1.983 con el sistema Procera que combina la tecnología CAD/CAM con la electroerosión; y la técnica del colado a la cera perdida²⁴. A su vez, el colado puede realizarse mediante dos procedimientos, bien por centrifugado, que emplea fuentes de fusión más potentes que las habituales para colar metales convencionales; o en otros casos con sistemas de presión-vacío o “skull-melting”, que actualmente son los de elección porque garantizan la consecución de una atmósfera sin contaminación para proporcionar colados correctos.^{25, 26}

1.4.1. PROPIEDADES FÍSICAS

En general, las propiedades físicas del titanio son similares a las de las aleaciones de oro, pero inferiores a las de las restantes aleaciones metálicas convencionales.²⁷

La densidad del titanio es menor que la de otras aleaciones como el oro, el níquel-cromo o el cobalto-cromo. El peso específico del titanio empleado en los colados es de 4.5 g/cc Esta característica permite realizar prótesis más ligeras y cómodas.²⁸

El titanio tiene un bajo módulo de elasticidad, por lo que las estructuras coladas con este metal son menos rígidas que las de cobalto-cromo. En prótesis fija, dicho módulo de elasticidad (110G N/m²), que se aproxima al de las aleaciones de oro tipo IV, representa una ventaja en el proceso de ajuste oclusal o si fuera necesario levantar una prótesis cementada por algún motivo.²⁹

Las aleaciones de titanio presentan gran resistencia a la fatiga; a la tensión y deformación; y gran ductilidad. Sin embargo, el titanio posee una baja resistencia a la torsión en comparación con las aleaciones de metales base. La rigidez del material es baja, al igual que sucede con las aleaciones de oro, ya que el módulo de elasticidad de Young es la mitad del correspondiente a las aleaciones de metales no preciosos como el cobalto-cromo o el níquel-cromo. Por ello, para evitar la deformación de las prótesis se debe sobredimensionar el tamaño de las piezas que las componen.

El titanio muestra una microdureza favorable de 210 V.H.N. en la escala Vickers (frente a los 600 V.H.N. de la porcelana). Según otros autores la dureza Vickers del titanio se sitúa entre 60 y 130 V.H.N., valores comparables con los de las aleaciones de oro o de níquel-cromo, pero menores que los de cobalto-cromo. Este parámetro es importante ya que refleja la facilidad con la que se puede pulir el metal y la medida en que resistirá dicho pulido.

El punto de fusión del titanio puro es de 1.668°C, valor que se sitúa muy por encima de las aleaciones dentales convencionales. Sin embargo, dicho punto de fusión puede ser modificado por los diferentes metales que intervienen en las aleaciones de este material.³⁰

En cuanto a la dilatometría térmica del titanio, su bajo coeficiente de expansión térmica (α), se traduce en menos cambios dimensionales durante las oscilaciones de temperatura, es decir, mayor exactitud y precisión dimensional o ajuste durante los diferentes requerimientos clínicos. Para el titanio, α (coeficiente medio de dilatación lineal) = $8.4 - 10.8 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$. Por ello, es necesario recordar que deben utilizarse porcelanas cuyo α sea menor de $8.5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ sobre estructuras de titanio.³¹ Dada la incompatibilidad de la fusión del titanio con las porcelanas dentales convencionales, se han desarrollado porcelanas de baja fusión para que el titanio se una a la porcelana a menos de 800°C. Si dicha unión se realizara a mayor temperatura se formaría una gruesa capa de óxido de titanio. Con una micra de grosor la capa de óxido se desprende espontáneamente de la superficie debido al estrés inducido por la diferencia de volúmenes entre el titanio y su capa oxidada.

Finalmente, el titanio posee una baja conductividad térmica (21.4 W/mK 125). Si se toma en consideración que la capacidad de conducción del calor de las aleaciones nobles altas se encuentra en un rango entre 120 y 300 W/mK, mientras que el mismo valor para el esmalte intacto se sitúa en torno a 0.88 W/mK; es evidente que el titanio puede considerarse un metal de características significativamente más fisiológicas, ya que conduce las agresiones térmicas en menor medida.

En caso extremo, una pieza de oro dental puede conducir el calor hasta 14 veces más intensamente que el titanio. Por ello es preciso tomar precauciones al trabajar con instrumentos rotatorios evitando las temperaturas elevadas y el exceso de presión, ya que la baja difusión del calor que genera la fricción puede generar incrementos térmicos concentrados en áreas puntuales, que alteren las propiedades metálicas del titanio. ²¹

1.4.2. PROPIEDADES QUÍMICAS

La propiedad química más importante del titanio es su excelente resistencia a la corrosión. En su superficie, el titanio forma una capa de óxido de titanio (mayoritariamente compuesta de rutilo), que actúa como pasivante y reduce la liberación de iones al medio salivar. La pasividad, que resulta muy adecuada a bajas temperaturas, aumenta progresivamente con el calor; lo que plantea un problema técnico de colado, dado que el titanio a temperaturas elevadas es capaz de absorber grandes volúmenes de oxígeno y nitrógeno, con lo que mejora su dureza pero también se hace más frágil. ³²

1.4.3. PROPIEDADES BIOLÓGICAS

Este metal se caracteriza por su excelente biocompatibilidad. Gil y cols. ³³ observaron que el titanio colado presenta una menor tendencia a la corrosión que el titanio mecanizado, ya que forma una capa de óxido superficial más homogénea y adherida que protege mejor al metal. En cualquier caso, y gracias a su gran resistencia a la corrosión, el titanio se comporta como un material no tóxico, antialérgico y muy biocompatible. Por todo ello, constituye una excelente alternativa a las aleaciones convencionales para aquellos pacientes con hipersensibilidad a alguno de sus componentes.

1.5 AJUSTE Y PASIVIDAD

El ajuste marginal se puede definir como “la exactitud con la que encaja una restauración de prótesis fija sobre la línea de terminación, previamente tallada en la porción cervical de la corona dentaria”.³⁴

El ajuste se puede definir mejor, como sugieren Holmes y cols.³⁵ en términos de desajuste, medido en varios puntos dando lugar a distintas discrepancias marginales según el lugar de medición (Figura 7):

- **Desajuste interno:** La medida perpendicular desde la superficie interna de la restauración a la pared axial de la preparación.
- **Desajuste externo o marginal:** La distancia perpendicular entre la restauración y la preparación a nivel del margen, medida en la porción externa.
- **Discrepancia marginal vertical:** El desajuste marginal vertical medido paralelo a la vía de inserción de la restauración.
- **Discrepancia marginal horizontal:** El desajuste marginal horizontal medido paralelo a la vía de inserción de la restauración.
- **Desajuste sobreextendido o margen sobrecontorneado:** La distancia perpendicular desde el desajuste marginal al margen de la restauración, es decir la distancia que rebase la restauración a la línea de terminación.
- **Desajuste infraextendido o margen infracontorneado:** Es la distancia perpendicular desde el ajuste marginal al ángulo cavosuperficial del diente. En este caso el diente sobrepasa a la restauración.
- **Discrepancia marginal absoluta o total:** Es la combinación angular del desajuste marginal vertical y el horizontal. Es la distancia que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial.

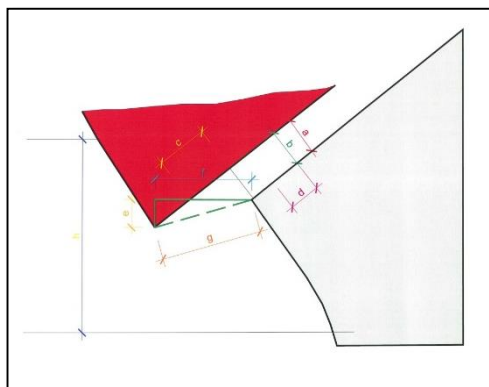
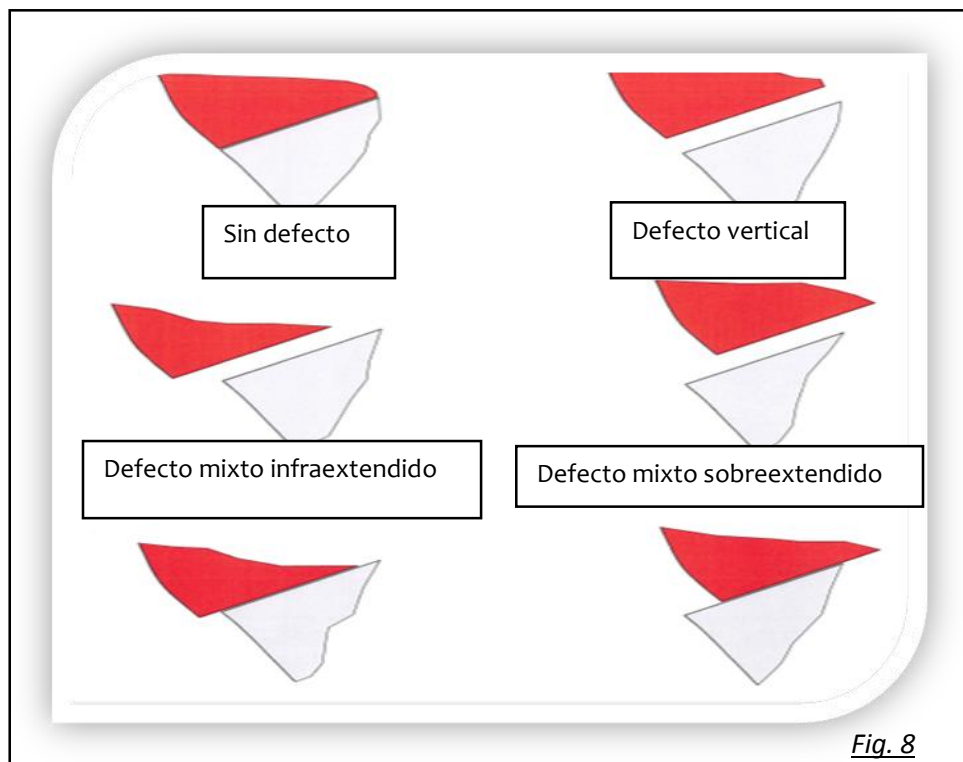


Fig. 7

- a. Desajuste interno
- b. Desajuste marginal o externo
- c. Margen sobreextendido
- d. Margen infraextendido
- e. Discrepancia marginal vertical
- f. Discrepancia marginal horizontal
- g. Discrepancia marginal absoluta

Holmes y cols.³⁵ clasificaron los posibles defectos marginales en cuatro tipos de discrepancias marginales (Figura 8):



- **Sin defectos:** La discrepancia marginal absoluta es nula. No existen defectos ni verticales ni horizontales. Se trata del ajuste ideal.
- **Defectos verticales:** La discrepancia en este caso es puramente vertical, no hay defectos de extensión. El desajuste marginal absoluto coincide con el vertical, externo e interno.
- **Defectos horizontales:** No existen defectos verticales, sólo horizontales. En este tipo la discrepancia marginal horizontal coincide con la absoluta, que es el error de extensión. Por lo tanto, en este grupo se pueden encontrar dos subtipos de defectos horizontales:
 - Defectos de sobreextensión
 - Defectos de infraextensión
- **Defectos mixtos:** Son una combinación de todos los defectos anteriores, son los más usuales, ya que encontrar defectos verticales u horizontales puros es muy difícil.

Cabe distinguir entre los conceptos de ajuste marginal y ajuste pasivo. *Ajuste marginal* implica la relación de encaje que tienen dos cuerpos de forma estática, es decir, la cantidad de interfase que existe entre una estructura protésica y el muñón sobre el que encaja y sobre el que se fija mediante un tornillo o cemento dental. *Ajuste pasivo* implica el mismo concepto pero con un añadido, los cuerpos deben encajar sin que exista una fuerza externa que los haga encajar.³⁶

La fabricación de prótesis sobre implantes requiere muchos pasos clínicos y de laboratorio que deben ser muy precisos. En cada etapa durante la fabricación de este tipo de prótesis puede introducirse algún error que resultara en una distorsión de la prótesis respecto a los implantes.

Nicholls³⁷ definió la distorsión que puede ocurrir durante la fabricación de una estructura protésica como “movimiento relativo de un punto o grupo de puntos, alejándose respecto a una posición de referencia fijada originariamente”. Esta distorsión puede ocurrir en los tres ejes del espacio y se expresa a través de la ecuación de la distorsión, que es la suma de todas las pequeñas distorsiones que han ocurrido durante la fabricación de la prótesis. Cuando el total de estas distorsiones es cero se consigue el *ajuste totalmente pasivo*.³⁷

El ajuste pasivo es más difícil de conseguir en las restauraciones atornilladas que en las restauraciones cementadas. Un asentamiento inadecuado o no pasivo de la prótesis atornillada, se puede agravar cuando se produce el apretamiento del tornillo de la prótesis al colocar ésta. La distorsión de la superestructura provoca tensiones que se concentran en la cresta ósea y puede provocar pérdida de hueso.^{38, 39}

Una prótesis atornillada verdaderamente pasiva es, teóricamente, imposible de fabricar.

En su concepción original, el término ajuste pasivo se empleó en implantología para describir el ajuste de una prótesis compatible con la posibilidad de que el cuerpo se adaptase adecuadamente y se remodelase bajo el estímulo. El ajuste pasivo descrito por Bränemark debía encontrarse en condiciones ideales dentro de las 10 µm. La definición ha evolucionado y describe un ajuste clínicamente aceptable en el que las condiciones de tensión/deformación entran dentro del rango fisiológico, en el que los implantes permanecen estables cuando la prótesis se atornilla en su sitio.⁴⁰

1.5.1. TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE AJUSTE

Los puntos de referencia para las mediciones y la terminología descriptiva para definir “ajuste” varían considerablemente entre los investigadores. A menudo el mismo término es utilizado para referirse a diferentes medidas o diferentes términos son utilizados para referirse a la misma medida. Esto significa una constante fuente de confusión cuando se comparan los diferentes estudios.⁴¹

No fue hasta 1989 cuando Holmes y colaboradores unificaron las referencias empleadas para medir la interfase marginal.³⁵ De todos los parámetros propuestos por estos autores, la discrepancia absoluta es el índice más representativo porque es una combinación del desajuste vertical y horizontal. A pesar de ello, resulta complicado resumir en un sólo dato toda la información presente en el “gap”. Por este motivo, es imprescindible realizar varias mediciones a lo largo del margen si se quieren obtener unos resultados relevantes.⁴¹ (Figura 9)

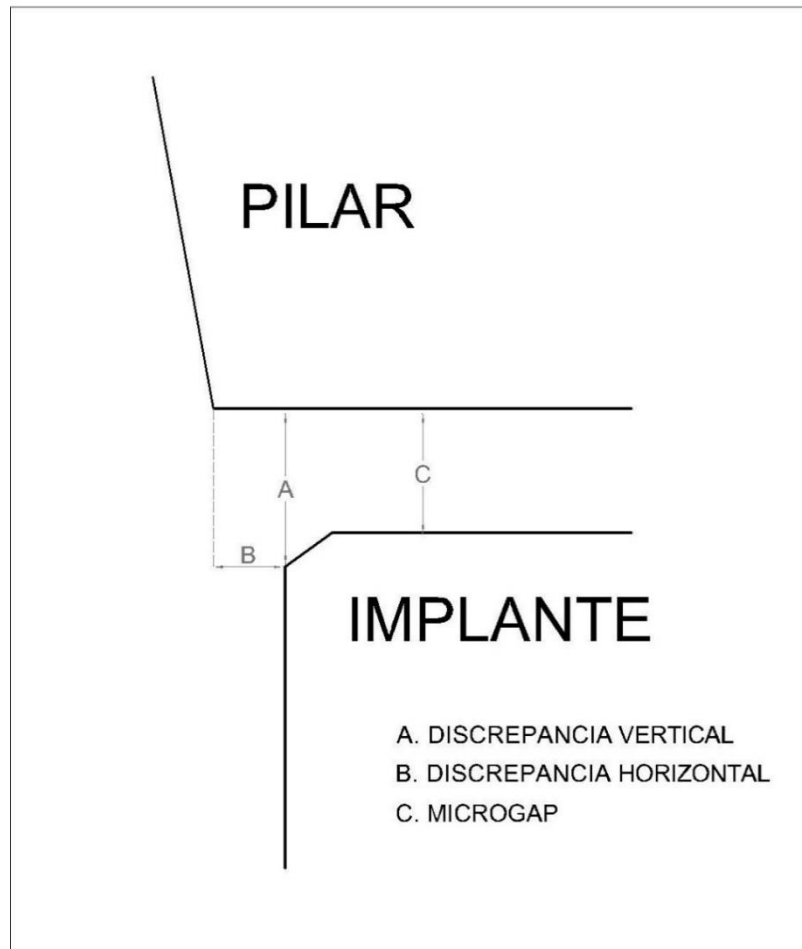


Fig. 9. Terminología de la discrepancia implante-pilar

Uno de los métodos más usados es la medición de la interfase marginal mediante el análisis de imagen. Se trata de una técnica simple y conservadora. Con este método se puede examinar claramente la interfase sin necesidad de cortar el espécimen. Se pueden realizar mediciones del ajuste de una forma sistemática y objetiva.⁴²

Diversos investigadores utilizan el microscopio óptico colocando la muestra de forma perpendicular al microscopio para observar el desajuste. Otros autores utilizan el microscopio de barrido electrónico (MEB); se trata de una técnica conservadora, con un excelente poder de magnificación que permite analizar con gran precisión la discrepancia y la calidad marginal. Pero, el MEB también tiene limitaciones ya que requiere una preparación previa de las muestras (fijación, metalización, etc.) y la exactitud de sus medidas depende del ángulo de observación.^{43, 44}

Jemt y cols.⁴⁵ hacen referencia a cuatro métodos para medir el ajuste marginal. Dos de ellos consisten en técnicas de medición con galgas calibradas. Un tercero utiliza un láser y en el último se miden unos fotogramas en tres dimensiones. Comparan estos métodos y ven que tienen una precisión de $\pm 5\mu$, pues al hacer las mediciones repetidas se obtienen resultados con una desviación típica de 5μ . Concluyen que debe tenerse en cuenta este valor a la hora de comparar ajustes obtenidos con distintos métodos.

1.5.2. AJUSTE DE LA CONEXIÓN IMPLANTE-PILAR

Desde un punto de vista técnico, las discrepancias y microgaps entre los componentes son inevitables cuando las distintas partes han sido mecanizadas por separado y se montan juntas. No obstante, se han hecho innumerables esfuerzos para lograr una conexión implante-pilar firme.

En la unión entre el pilar y el implante el ajuste suele venir dado por el fabricante, pues se trata de piezas mecanizadas industrialmente para conectar la estructura protésica con el implante. El ajuste está muy relacionado con el grado de tolerancia admitido que se define como el desajuste mínimo para el encaje recíproco de las dos piezas sin que exista una fricción excesiva. Estos pilares normalmente van atornillados.

Cabe destacar que actualmente se están perfeccionando las conexiones para que no exista filtración entre estas dos piezas, pero la literatura ³⁶ muestra como existe microfiltración bacteriana en el desajuste entre el implante y el pilar aún con implantes que muestran un alto nivel de ajuste entre los componentes.

La conexión implante-pilar puede ser un área donde existen condiciones adversas tanto biológicas como mecánicas. Complicaciones biológicas tales como microfiltración, gingivitis y pérdida de hueso ⁴⁶ pueden ser el resultado de una pobre adaptación de la conexión implante-pilar y complicaciones mecánicas, tales como una mayor incidencia de rotación y rotura del pilar, aflojamiento de los tornillos, y reducción de la precarga. ^{47, 48}

Se ha documentado que la microfiltración y la colonización bacteriana aparecen con diferentes tipos de conexiones implante-pilar. ⁴⁶ Un microespacio en la interfase implante-pilar permite que los microorganismos proliferen cerca de la unión epitelial, que a menudo resulta en la resorción ósea aproximadamente 2 mm apical al microespacio. ⁴⁹

Las complicaciones mecánicas de un pobre ajuste del pilar al implante pueden incluir aflojamiento de los tornillos, la rotación del pilar, y la fractura del pilar. Binon ⁵⁰ mostró que el aflojamiento del tornillo era más probable cuando los pilares estaban mal adaptados. Carr y cols. ⁵¹ demostraron que las irregularidades producidas durante los procedimientos de colado dio como resultado una disminución del 30% en los valores de precarga, que se prevé que aumenta el aflojamiento del tornillo.

Muchos estudios han demostrado la importancia del ajuste implante-pilar. Estableciendo que no hay un sistema estándar de medición del microgap creado entre ambas estructuras. Esto ha hecho difícil las comparaciones entre estudios. Muchas de las técnicas establecidas para medir el ajuste marginal de las restauraciones convencionales se han adaptado y utilizado para la medición de la interfase implante-pilar.

Un sistema de clasificación estandarizado para caracterizar la interfase implante-pilar facilitaría las comparaciones entre los estudios y podría ayudar a mejorar la comprensión de las complicaciones relacionadas con dicha unión. ¹⁸

2. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Durante los últimos años se ha producido un rápido y remarcable desarrollo de la odontología implantosoportada. La búsqueda de resultados predecibles a largo plazo ha despertado inquietudes a los investigadores, para el desarrollo tanto de los materiales como de las técnicas empleadas en la práctica clínica.

Uno de los principales objetivos en implantoprótesis es garantizar la longevidad de las restauraciones.

El ajuste implante-pilar está íntimamente relacionado con el pronóstico y la supervivencia de las mismas, y se ve influenciado por la íntima unión a nivel del margen donde termina el implante y comienza el pilar protésico, junto con su técnica de confección.

Es importante el ajuste entre los distintos componentes de la implantoprótesis para evitar problemas mecánicos y biológicos.

Cuanto más preciso sea el ajuste de los distintos componentes, menos fuerza se aplicará hacia el tornillo del pilar. La falta de ajuste provoca un aflojamiento del tornillo que une ambas partes provocando micromovimientos que pueden dar lugar a la rotación del pilar o incluso su rotura.

Respecto a las complicaciones biológicas que pueden ocurrir con un pobre ajuste implante-pilar, se ha documentado que la microfiltración y la colonización bacteriana aparecen con diferentes tipos de conexiones implante-pilar. Un microespacio en esta interfase permite que los microorganismos proliferen, pudiendo desencadenar desde una periimplantitis hasta una reabsorción del hueso y con ello el fracaso del tratamiento implantológico.

Dada la importancia del ajuste implante-pilar para el éxito a largo plazo de una implantoprótesis y su repercusión en la supervivencia de ésta, son necesarios más estudios al respecto que confirmen las ventajas y posibles complicaciones en función del tipo de conexión implante-pilar.

En el presente estudio de investigación se planteó la siguiente hipótesis nula (H_0):

- No existirán diferencias estadísticamente significativas en el ajuste marginal entre los dos tipos de conexión implante-pilar estudiados (Conexión hexagonal interna y conexión hexagonal externa).

3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

La utilización de implantes dentales para proporcionar soluciones en la rehabilitación protésica ofrece multitud de ventajas en comparación con el uso de restauraciones removibles convencionales, como por ejemplo la conservación del volumen óseo gracias a la estimulación que ejercen las cargas oclusales en la zona donde se coloca el implante. Hoy en día, la prótesis fija sobre implantes es una alternativa restauradora con una demanda creciente debido a los beneficios funcionales y psicológicos que aporta a los pacientes.

La mayoría de los sistemas de implantes están provistos de dos componentes: una parte endósea (implante) que se coloca en una primera fase quirúrgica, y una conexión transmucosa (pilar) que es un elemento que se coloca generalmente cuando el implante ya está osteointegrado y servirá para soportar la rehabilitación definitiva.

Un gran desajuste en la unión implante-pilar está relacionada con el aumento de reacciones inflamatorias en los tejidos periimplantarios. Se ha demostrado el establecimiento de un infiltrado de células inflamatorias en la unión implante-pilar, incluso alrededor de los implantes con un control de placa meticuloso y tejidos blandos clínicamente sanos. Por otra parte, como el hombro del implante se encuentra a nivel de la cresta ósea alveolar, la interfase hueso-implante está expuesta por una posible colonización microbiana.

Desde un punto de vista técnico, las discrepancias y microgaps entre los componentes son inevitables cuando las distintas partes han sido mecanizadas por separado y se conectan a posteriori. No obstante, se han hecho innumerables esfuerzos para lograr una conexión implante-pilar sin micromovimientos.

Hasta la fecha, pocos estudios in vitro se han realizado para evaluar la discrepancia marginal y la influencia de la forma y el tamaño del microgap de la interfase implante-pilar.

Por ello el presente trabajo pretende contribuir al conocimiento de las características de la conexión implante-pilar a través de la comparación y evaluación de dichos parámetros en dos tipos de conexiones, hexagonal interna y externa.

Los objetivos planteados en el presente estudio fueron los siguientes:

1. Analizar si el ajuste marginal de pilares mecanizados de titanio sobre implantes de titanio con conexión hexagonal interna y conexión hexagonal externa se encuentran dentro de los límites clínicamente aceptables.
2. Evaluar si existe diferencia en el ajuste marginal de ambos tipos de implantes.
3. Valorar si existen diferencias de ajuste marginal entre las caras vestibular y lingual de los pilares analizados.

4. MATERIAL Y MÉTODO

4.1. MUESTRA Y SELECCIÓN DE GRUPOS

Se seleccionaron dos tipos de implantes (diez por grupo), uno con conexión hexagonal externa y otro con conexión hexagonal interna del sistema Phibo® Dental Solutions para la realización del presente estudio in vitro:

- Phibo® TSH S4: Conexión hexagonal externa
- Phibo® TSA Advance S4: Conexión hexagonal interna

La longitud del implante seleccionada para ambos grupos fue de 11,5 mm.

A continuación se muestran las características generales de cada uno de los dos tipos de implantes seleccionados:

Phibo® TSH S4

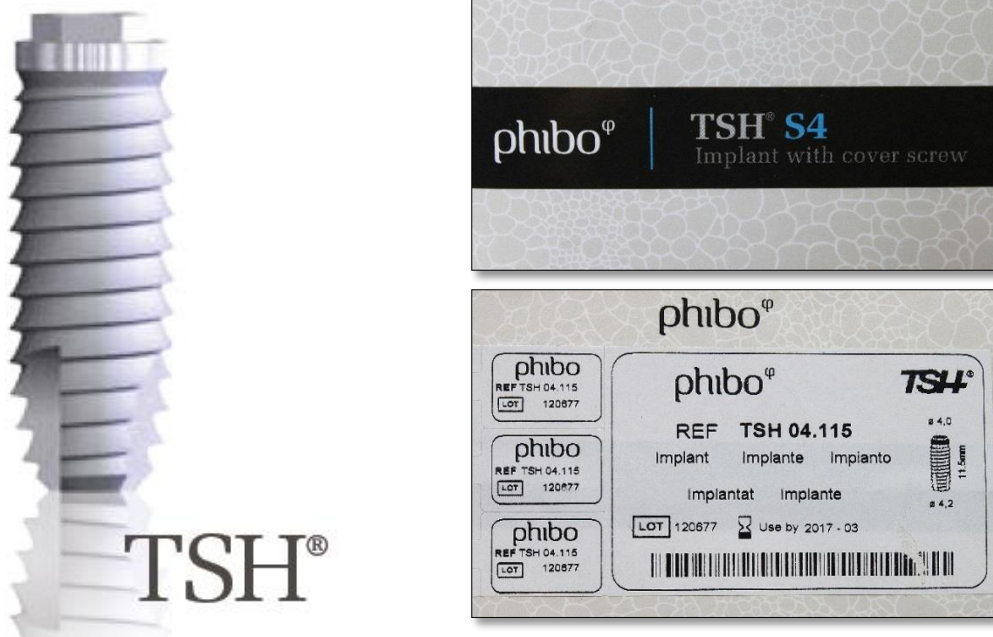


Fig. 10, 11, 12

El implante TSH es un implante con conexión hexagonal externa.

El sistema dispone de cuatro series (1, 2, 3, 4) en función de la plataforma y altura de la conexión hexagonal.

Para el presente trabajo se seleccionó la serie 4, que presenta las siguientes características: diámetro de la plataforma de 4 mm, altura del hexágono de 0,7 mm, diámetro del cuerpo de 4,2 mm y rosca interna de 2mm. (Figura 13, 14, 15)

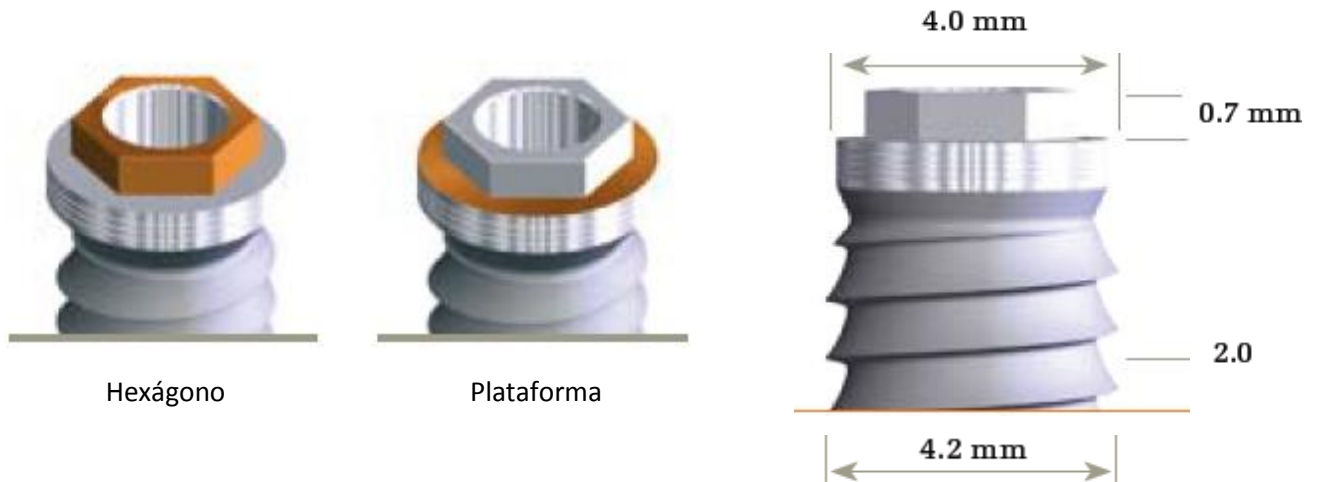


Fig. 13, 14, 15

Entre las opciones de pilares disponibles para los implantes TSH S4 se seleccionó el pilar recto de titanio con un hombro de 2 mm que se conecta al implante mediante un tornillo de fijación. (Figura 16)

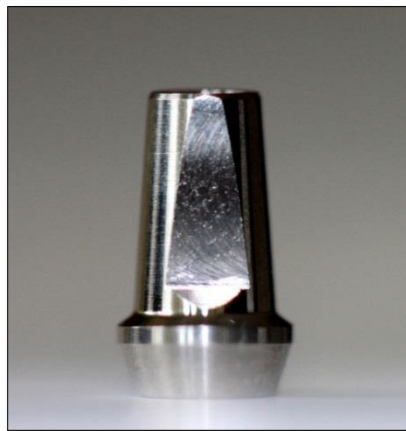


Fig. 16. Pilar fresable TSH S3 S4 x 2.0 mm

Phibo® TSA Advance S4



El implante TSA Advance dispone de cuatro conexiones (Figura 20): hexágono externo, hexágono interno, cono externo y cono interno. Las conexiones hexagonales favorecen la antirotación de los elementos protésicos fijados al implante en dos planos espaciales equidistantes. Las conexiones de cono interno y externo dirigen las fuerzas en sentido axial y radial fijando la prótesis al implante.

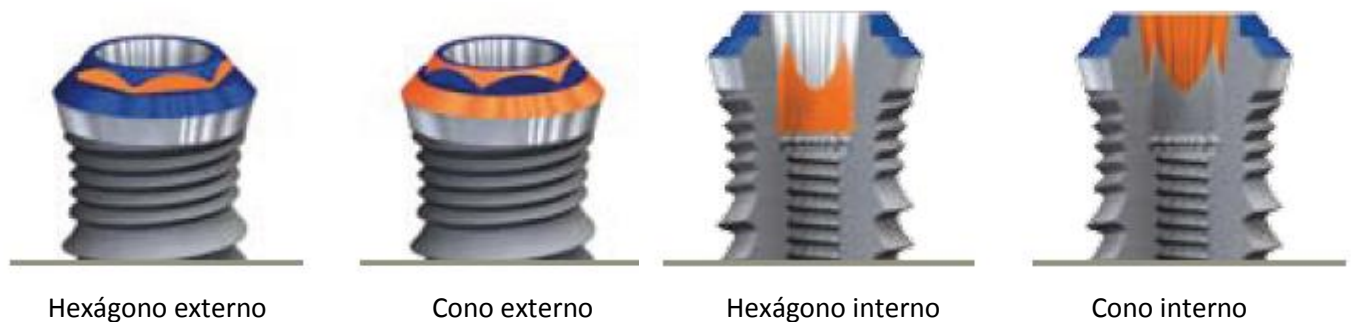


Fig.20

Se utilizó para este estudio la conexión hexagonal interna del implante TSA Advance. Los pilares para los implantes con hexágono interno tienen un hexágono macho con un grado de conicidad desde la base del cuerpo del pilar hasta el fondo del hexágono. El hexágono interno distribuye las fuerzas más profundamente dentro del implante, minimizando así las concentraciones de tensiones.

La plataforma de los implantes TSA Advance incluye un código de colores correspondiente a cada una de las series; el azul es el perteneciente a la serie 4 que ha sido la seleccionada en nuestro caso.

- El diámetro de la plataforma es de 4,7 mm y el del cuerpo de 4,2 mm. (Fig. 21)
- La rosca interna es de 1,8; las microrroscas miden 2,5 mm y el cuello mecanizado 0,7 mm. (Fig. 21)

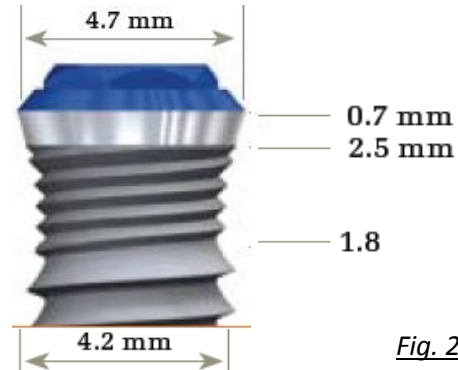


Fig. 21

Entre las opciones disponibles para los implantes TSA Advance S4 se optó por el pilar recto de titanio con un hombro de 3 mm que se une al implante mediante un tornillo de fijación. (Figura 22 y 23)

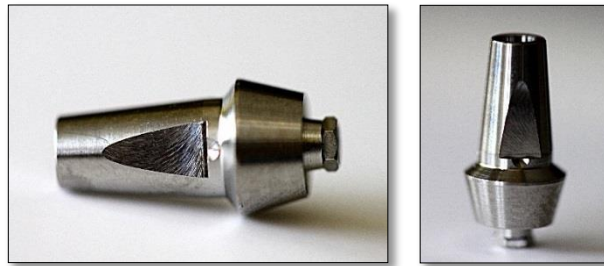


Fig. 22, 23. Pilar fresable TSA Advance S4 x 3.0 mm

4.2. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS

En el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid, se fabricaron 20 probetas de metacrilato mecanizado macizo, 10 por grupo, a partir de un diseño planta, alzado y perfil realizado con el programa informático Autocad; esta probeta se utilizará como base de retención del implante seleccionado.

Las características de la base son las siguientes (anexo al trabajo de investigación):

- Anchura: 15 mm.
- Profundidad: 15 mm.
- Altura: 10 mm.

4.3. CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS

La distribución de las probetas se realizó de manera aleatoria, creándose dos grupos de diez probetas cada uno. Para la codificación de cada probeta, además del grupo al que pertenecían, se empleó un número que indicaba el orden dentro de cada conjunto, y una letra (V o L) que indica la cara a estudiar, vestibular o lingual. De modo que los grupos formados fueron:

- **Grupo TSA:** para los pilares Phibo® TSA Advance S4. (Figura 24-27)
- **Grupo TSH:** para los pilares Phibo® TSH S4. (Figura 28-31)



Fig. 24



Fig. 25



Fig. 26

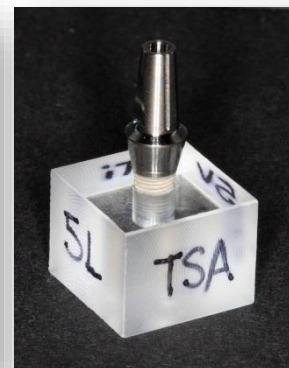


Fig. 27

Fig. 24-27. Numeración probeta grupo TSA



Fig. 28

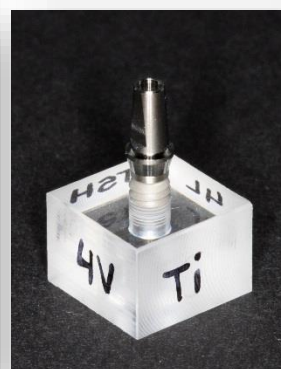


Fig. 29



Fig. 30



Fig. 31

Fig. 28-31. Numeración probeta grupo TSH

4.4. PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS

1. COLOCACIÓN DE LOS IMPLANTES

El lecho para colocar el implante se realizó con una máquina paralelizadora (Figura 32) en el laboratorio de tecnología protésica de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

La probeta se colocó en un receptáculo imantado para su fijación en la máquina.

El objetivo es evitar angulaciones en la colocación del implante y equiparar la posición para todos ellos.

El punto central de la probeta se marcó durante la mecanización de la misma.

El lecho se realizó con una serie de fresado igual que para crear un lecho quirúrgico óseo.



Fig. 32

2. COLOCACIÓN DE LOS PILARES

Todos los pilares fueron atornillados de forma manual por el mismo operador con una llave dinamométrica calibrada de la casa Phibo® (Figura 33) respetando las instrucciones del fabricante (35N). De modo que este procedimiento es comparable al atornillado en clínica de cualquier pilar en boca.



Fig. 33

3. METALIZACIÓN

Para su observación mediante el microscopio electrónico las muestras han de ser metalizadas para evitar la distorsión que el haz de electrones del microscopio produce al cargar la superficie de una muestra no conductora. (Figura 34) Con ello se consigue una superficie lisa y limpia y con una alta conductividad eléctrica.

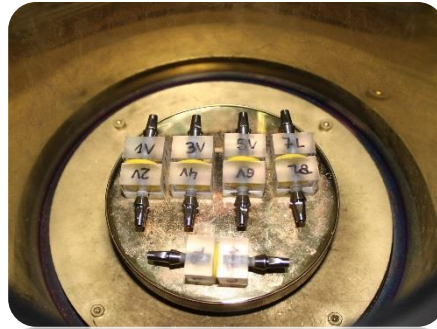


Fig. 34

En el presente trabajo, el metal conductor empleado fue el oro. El recubrimiento se llevó a cabo mediante un proceso de electrodeposición en cámara de vacío con atmósfera de argón, utilizándose una metalizadora Emitech modelo K550X (Figura 35 y 36)

La metalizadora consta de una cámara de vacío en cuya base se encuentra un soporte giratorio donde se posiciona la muestra y una tapa donde se encuentra una lámina de oro puro conectada a unos electrodos. El proceso comienza con el vacío de la cámara (4×10^{-2} Mbar), tras ello se genera una diferencia de potencial de 20 mA que se mantiene durante minutos. A continuación, se realiza el purgado de la cámara hasta retirar el argón (15 segundos).

El proceso dura aproximadamente cinco minutos y se repite por los dos lados (V y L) de las probetas.



Fig. 35



Fig. 36

4.5. ANÁLISIS DEL AJUSTE MARGINAL

El método seleccionado para el estudio del ajuste marginal de la conexión implante-pilar fue la microscopía electrónica de barrido (MEB) asistida por ordenador. Este método permitió examinar esta interfase de forma sistematizada sin necesidad de seccionar el espécimen.

El estudio de las muestras se realizó en el ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la Universidad Complutense de Madrid, utilizando el microscopio electrónico de barrido JSM-6400 Scanning Microscope (JEOL). (Figura 37) La capacidad de magnificación del equipo oscila entre 15 y 300.000 aumentos, con una resolución de 3,5nm y un voltaje variable entre 0,5 kV y 40 kV.



Fig. 37

Las imágenes se obtienen por técnica de espectrometría por dispersión de energía de rayos X. El detector de dispersión de energía empleado para recoger la información fue Link Pentafet de Oxford Instruments. El microscopio está conectado a un monitor y un ordenador que posee el software de captación y digitalización de imágenes INCA® Suite versión 4.04 (Oxford Instruments) que permite, en función del detector empleado, analizar los elementos químicos que componen la muestra o captar imágenes a través de un detector de electrones secundario. En nuestro estudio se procedió a la captación de imágenes.

Dentro de los parámetros explicados anteriormente disponibles para medir geométricamente la discrepancia marginal; en el presente trabajo se optó por el desajuste marginal vertical que se define como la discrepancia que hay entre el margen de la restauración (pilar) y el ángulo cavosuperficial de la preparación (implante).

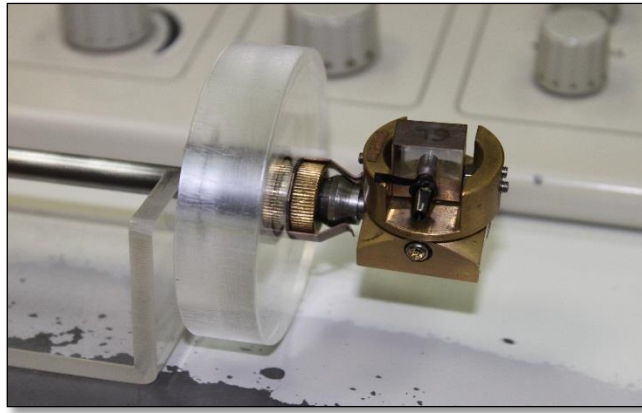


Fig. 38

La probeta se posicionó en una mordaza portamuestras (Figura 38) para lograr su estabilidad bajo el haz de electrones y se introdujo en el MEB para su observación. (Figura 39)

El espécimen se anguló 20° para que la interfase implante-pilar quedara perpendicularmente posicionada al eje óptico del microscopio.

Una vez orientada la muestra se enfocó la imagen para obtener una fotografía de la interfase a 100 aumentos primero, y posteriormente a 1000 aumentos.

Opteniéndose un total de cuatro imágenes por probeta, dos a nivel de la cara vestibular y otras dos a nivel de la cara lingual.



Fig. 39

Todas las imágenes fueron captadas con una tensión de aceleración de 20 kV.

Las imágenes se archivaron en formato JPG empleando el programa INCA® con un código de letras y números que indicaba el tipo de pilar (TSA o TSH), el número de probeta (1 al 10) y la cara estudiada (V o L).

El análisis de imágenes se llevó a cabo, como ya se indicó anteriormente, en el Centro Nacional de Microscopía Electrónica empleando el software INCA® Suite versión 4.04 (Oxford Instruments). (Fig 40)



Fig. 40

Las mediciones se realizaron en las imágenes tomadas a 1000 aumentos.

Cada imagen captada por el MEB se guardaba por duplicado. El primer archivo contenía la imagen captada por el microscopio sin procesar y en el segundo, se procedía con la herramienta “caliper” del programa informático al trazado de una línea recta en color amarillo que marcaba, a una altura arbitraria y diferente seleccionada por el operador en cada imagen, un punto de medición de la discrepancia marginal. El programa registra el resultado en micrómetros y nanómetros.

A continuación se procedía al archivo de la imagen, también en formato JPG, con la misma nomenclatura añadiendo una letra M que indicaba la realización de la medición. (Figura 41 y 42)

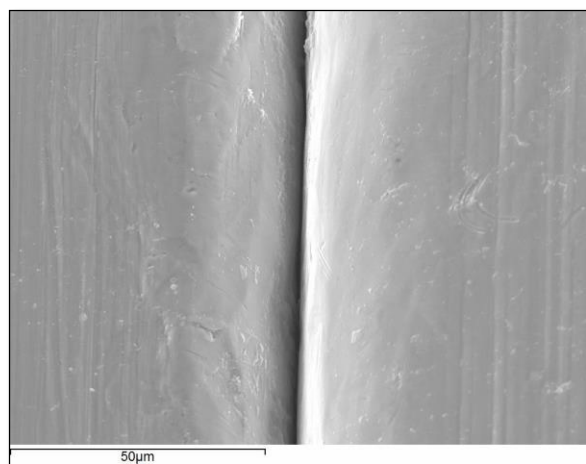


Fig. 41

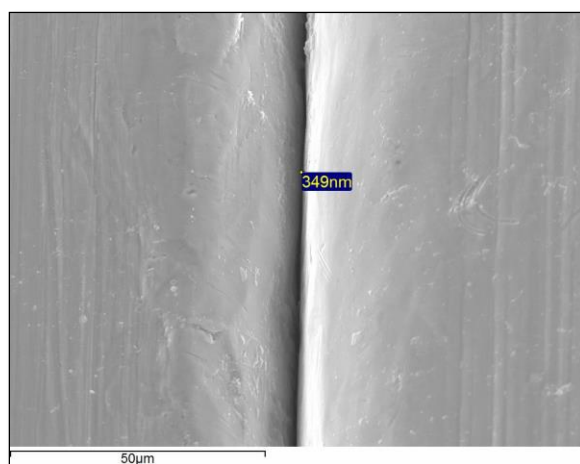


Fig. 42

Fig.41, 42. Imágenes de microscopía electrónica TSH4VX 1000-2 y TSH4VX 1000-2M

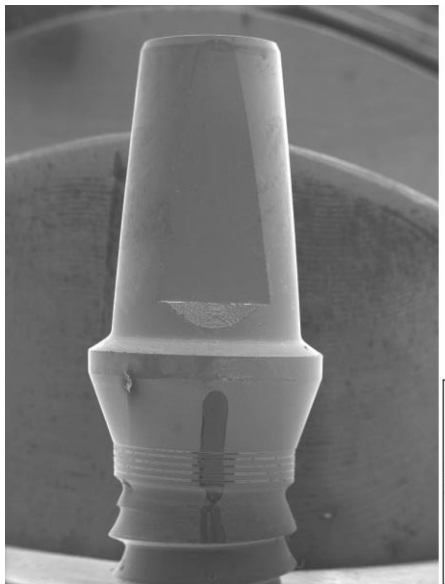


Fig. 43

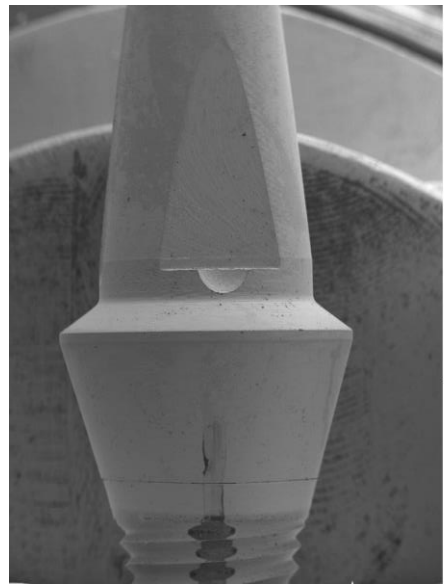


Fig. 44

Fig. 43, 44. Imágenes de microscopía electrónica tomadas a 10 aumentos de los pilares TSH y TSA respectivamente.

Debido a las limitaciones que presentaba el software del sistema (sólo permitía una medición del desajuste por imagen) y para obtener un valor promedio, se trazaron con el programa informático Microsoft Paint® 2013, 29 líneas paralelas a la primera medición ya realizada en cada imagen hasta obtener un total de 30 líneas. (Figura 45) Estas líneas se midieron con un escalímetro y se convirtieron los datos de la medición a micras empleando una fórmula que ejecutaba la regla de tres correspondiente a cada una de las imágenes usando el dato real en micras del MEB y su valor en milímetros de la aproximación con el escalímetro.

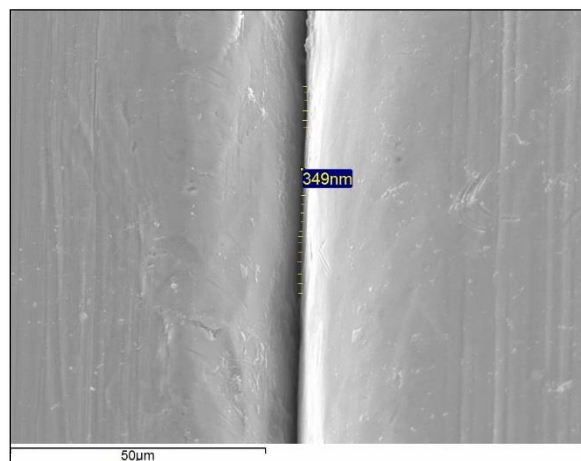


Fig. 45

La secuencia de tratamiento de la imagen con el programa informático Microsoft Paint® 2013, la impresión de las fotografías digitales, la medición con el escalímetro y la conversión y archivo de datos en hoja de cálculo de Microsoft®Excel fue realizada por el mismo operador en todos los casos.

5. RESULTADOS

Para proceder al estudio estadístico de los resultados del presente estudio “in vitro” se asignó a cada tipo de pilar el valor promedio de las mediciones de ajuste en cada una de las dos caras evaluadas (V y L).

Para facilitar el estudio, los datos obtenidos fueron resumidos y archivados en una hoja de cálculo de Microsoft®Excel 2013 que contenía las mediciones de los veinte pilares analizados.

Las variables planteadas en el presente estudio fueron las siguientes (Tabla 1):

<u>VARIABLE</u>	<u>TIPO</u>	<u>DESCRIPCIÓN</u>	<u>CATEGORÍAS</u>
<i>Tipo de conexión</i>	Independiente	Cualitativa nominal	-TSA -TSH
<i>Ajuste</i>	Dependiente	Cuantitativa continua	

Tabla 1

Se realizaron los siguientes análisis:

-Estadística descriptiva de todas las variables.

-Estadística Inferencial: se empleó el test de la T de Student para muestras independientes, así como el test de la T de Student para muestras pareadas.

5.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

Los resultados de desajuste obtenidos, de los dos grupos de conexión analizados, se pueden observar en la Tabla 2:

<u>GRUPO</u>	<u>N</u>	<u>AJUSTE</u>	
		Media	DE
TSA	10	0,69	0,33
TSH	10	1,16	0,44

Tabla 2. Medias (μm) y desviaciones estándar (DE) del ajuste implante-pilar de los dos grupos de conexión analizados.

El grupo TSA obtuvo discrepancias marginales menores ($0,69 \pm 0,33 \mu\text{m}$) que el grupo TSH ($1,16 \pm 0,44 \mu\text{m}$). Los valores de desajuste obtenidos se encuentran en ambos grupos muy por debajo del límite clínicamente aceptable.

5.1.1 DISCREPANCIA IMPLANTE-PILAR

GRUPO TSA

Muestra de las imágenes obtenidas en formato JPG pertenecientes a la probeta número 6, del grupo de implantes con conexión hexagonal interna Phibo®TSA Advance S4, donde se muestra la discrepancia existente en este tipo de conexión. (Figuras 46, 47, 48, 49)

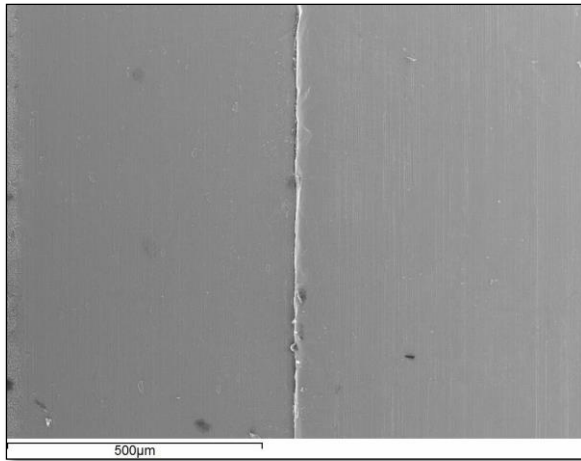


Fig. 46

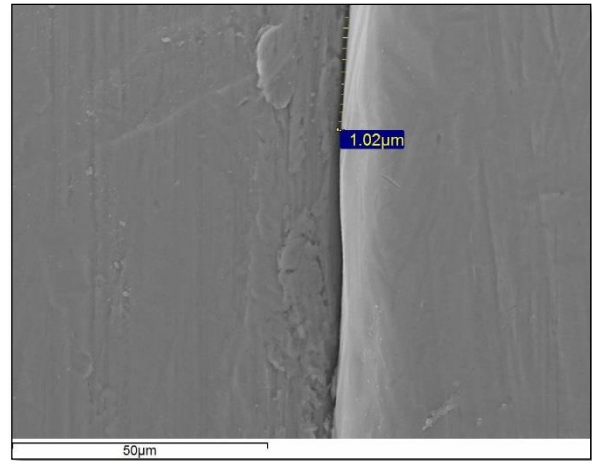


Fig. 47

Fig. 46, 47. Imágenes de microscopía electrónica TSA6VX 100-1 y TSA 6VX 1000-2

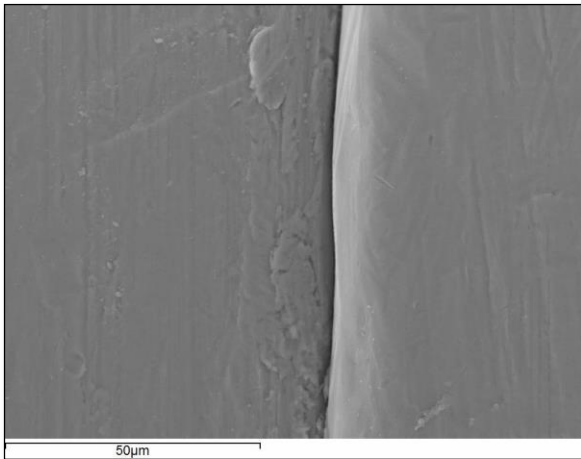


Fig. 48

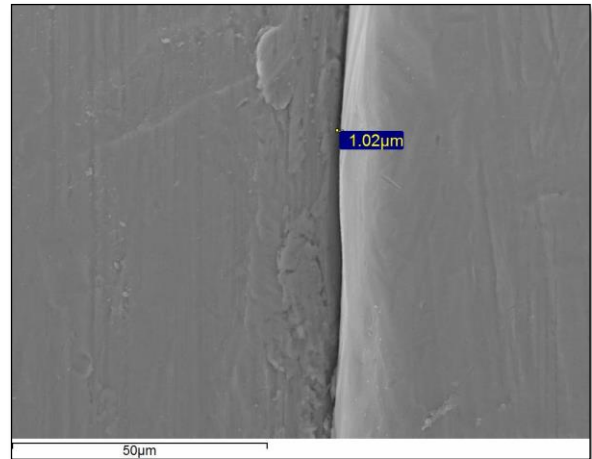


Fig. 49

Fig. 48, 49. Imágenes de microscopía electrónica TSA6VX 1000-2M y TSA6VX 1000-2MPaint®

GRUPO TSH

Serie de imágenes en formato JPG correspondientes a la probeta 5 del grupo de implantes con conexión hexagonal externa Phibo®TSH S4, donde se muestra la discrepancia existente en este tipo de conexión. (Figuras 50, 51, 52, 53)

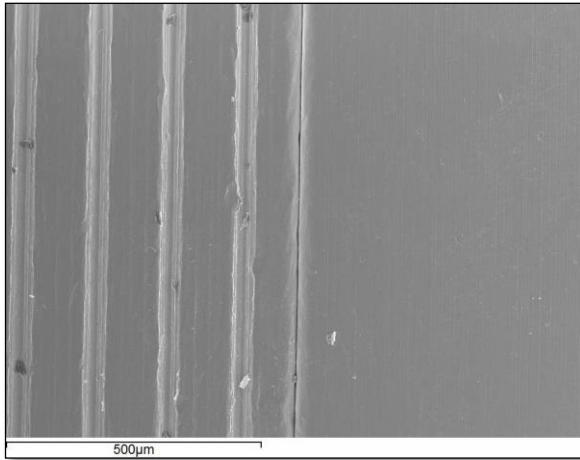


Fig. 50

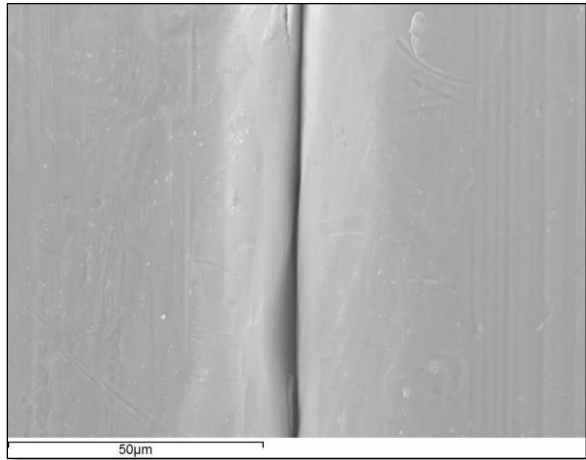


Fig. 51

Fig. 50, 51. Imágenes de microscopía electrónica TSH5VX 100-1 y TSH5VX 1000-2

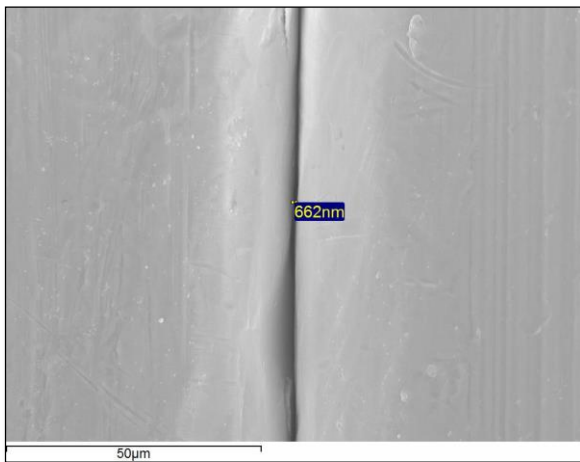


Fig. 52

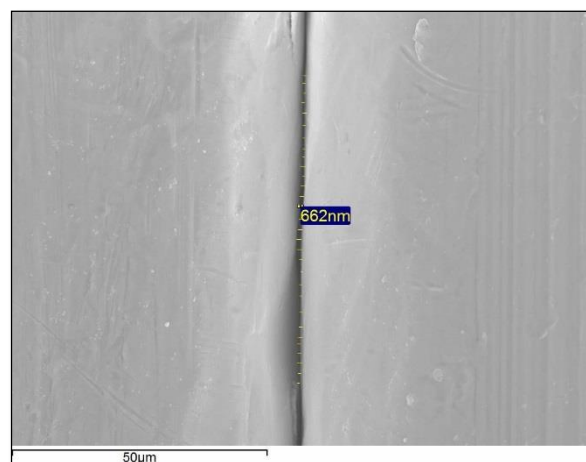


Fig. 53

Fig.52, 53. Imágenes de microscopía electrónica TSH5VX 1000-2M y TSH5VX 1000-2MPaint®

5.1.2. DISCREPANCIA ENTRE LAS CARAS

Los desajustes marginales promedios entre las caras vestibular y lingual, sin tener en cuenta el tipo de conexión al que pertenecen, aparecen reflejados en la Tabla 3.

La discrepancia marginal a nivel global es superior en la cara lingual que en la cara vestibular.

<u>AJUSTE</u>		
	Media	DE
CARA VESTIBULAR	0,71	0,48
CARA LINGUAL	1,14	0,60

Tabla 3. Medias (μm) y desviaciones estándar (DE) de las discrepancias marginales globales para las caras vestibular y lingual

Al evaluar las discrepancias marginales en las caras vestibular y lingual dentro de cada grupo se observó:

- Las discrepancias fueron superiores para la cara lingual en los grupos TSA y TSH.
- La discrepancia fue mayor en la cara lingual del grupo TSH.
- El grupo TSA fue el que presentó las menores discrepancias en ambas caras.

En ambos grupos los desajustes marginales estaban por debajo de los límites aceptados clínicamente. (Tabla 4).

<u>AJUSTE</u>			
GRUPO	CARA	Media	DE
<u>TSA</u>	Vestibular	0,45	0,40
	Lingual	0,92	0,41
<u>TSH</u>	Vestibular	0,97	0,41
	Lingual	1,35	0,70

Tabla 4. Medias (μm) y desviaciones estándar (DE) de las discrepancias marginales para las caras vestibular y lingual según el tipo de conexión.

Muestra de fotografías en formato JPG que reflejan la discrepancia existente entre las caras vestibular y lingual de un mismo pilar referentes al grupo TSA y al grupo TSH.

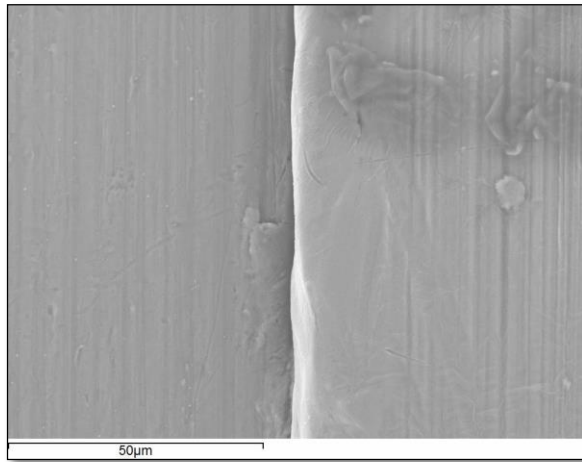


Fig. 54

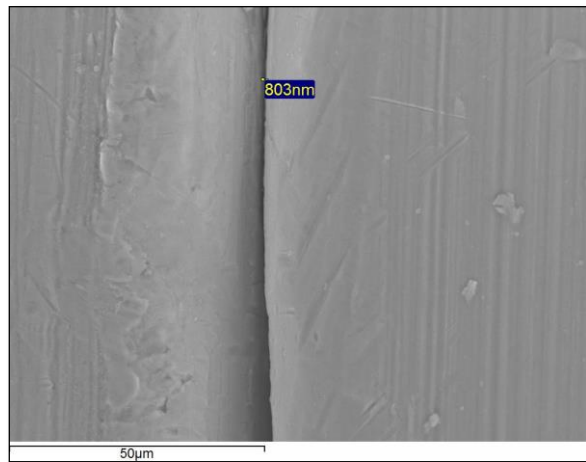


Fig. 55

Fig.54, 55. Imágenes de microscopía electrónica TSA3LX 1000-2 y TSA3VX 1000-2M

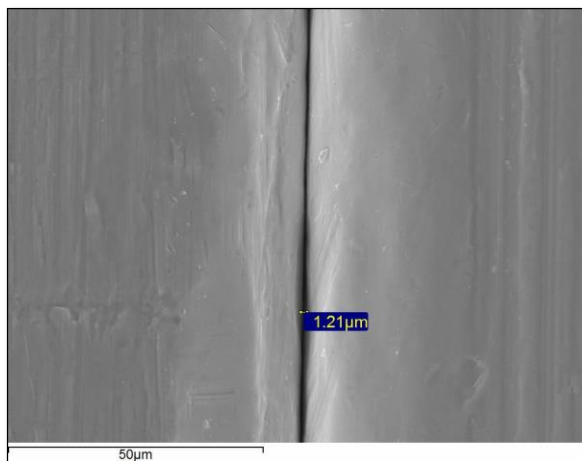


Fig. 56

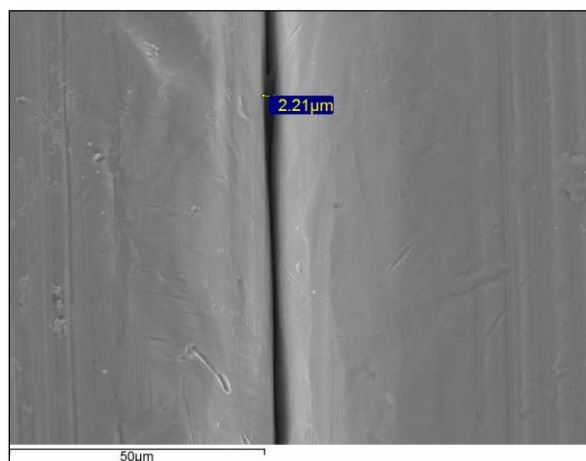


Fig. 57

Fig.56, 57. Imágenes de microscopía electrónica TSH2LX 1000-2 y TSH2VX 1000-2M

5.2. ESTADÍSTICA INFERENCIAL

- **Pruebas de normalidad**

Prueba de normalidad no significativa: $p > 0,05$. Distribución normal. (Tabla 5).

grupo	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V_L TSA	,162	10	,200*	,923	10	,386
TSH	,134	10	,200*	,962	10	,804

a. Corrección de la significación de Lilliefors

*. Este es un límite inferior de la significación verdadera.

Tabla 5

- **Discrepancia marginal implante-pilar según el tipo de conexión**

Para analizar la discrepancia marginal existente entre los grupos TSA y TSH se empleó el test de la T de Student para muestras independientes.

Los resultados revelan diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,014$) entre ambos grupos. (Tabla 6 y 7).

Estadísticos de grupo

grupo		N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
VL	TSA	10	,6870	,32877	,10397
	TSH	10	1,1595	,44359	,14027

Tabla 6

Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
VL	Se han asumido varianzas iguales	,595	,451	-2,706	18	,014	-,47250	,17460	-,83933	-,10567
	No se han asumido varianzas iguales			-2,706	16,596	,015	-,47250	,17460	-,84156	-,10344

Tabla 7

- **Discrepancia marginal global entre las caras vestibular y lingual**

Se empleó en este caso el test de la T de Student para muestras pareadas y se obtuvo un valor de (p=0,005) (Tabla 8), lo que indica la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre las caras vestibular y lingual a nivel global sin tener en cuenta el tipo de conexión.

Prueba de muestras relacionadas

	Diferencias relacionadas					t	gl	Sig. (bilateral)
	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
				Inferior	Superior			
Par 1 V - L	-,42750	,60328	,13490	-,70984	-,14516	-3,169	19	,005

Tabla 8

- **Discrepancia marginal entre las caras vestibular y lingual del grupo TSA**

A continuación se analizó la discrepancia marginal dentro del grupo TSA, empleando la T de Student para muestras pareadas, obteniéndose un valor ($p=0,013$) (Tabla 9), existiendo también diferencias estadísticamente significativas.

Prueba de muestras relacionadas^a

		Diferencias relacionadas				t	gl	Sig. (bilateral)	
		Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
					Inferior				Superior
Par 1	V - L	-,46800	,48057	,15197	-,81178	-,12422	-3,080	9	,013

Tabla 9

- **Discrepancia marginal entre las caras vestibular y lingual del grupo TSH**

La T de Student para muestras pareadas refleja que no existen diferencias estadísticamente significativas entre las caras vestibular y lingual en el grupo TSH ($p=0,128$) (Tabla 10).

Prueba de muestras relacionadas^a

		Diferencias relacionadas				t	gl	Sig. (bilateral)	
		Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
					Inferior				Superior
Par 1	V - L	-,38700	,73057	,23103	-,90962	,13562	-1,675	9	,128

Tabla 10

6. DISCUSIÓN

La introducción de los implantes osteointegrados en Odontología ha revolucionado las opciones de tratamiento ampliando las alternativas fijas restauradoras. La supervivencia y la predictibilidad a largo plazo hacen que los implantes se hayan convertido en una de las opciones de tratamiento con mayor tasa de éxito.⁵²

Dentro de los materiales utilizados para la fabricación de las estructuras implantoportadas (aleaciones preciosas, aleaciones de cromo-cobalto, aleaciones de níquel-cromo, cerámicas de alta resistencia), el titanio sigue siendo el material de elección debido a su elevada resistencia, gran biocompatibilidad y resistencia a la corrosión.

Debido a la dificultad que presenta el colado y soldadura del titanio, la fabricación de pilares y estructuras de titanio de una sola pieza para prótesis fijas implantoportadas, se realiza con técnicas de diseño y mecanizado asistido por ordenador (CAD/CAM).⁵³ Siendo los valores de desajuste observados inferiores a los de las estructuras coladas convencionales.⁴⁷

Existen muchos aspectos que afectan directamente a la longevidad de las restauraciones, a la osteointegración y a la salud de los tejidos blandos como son el ajuste pasivo y el sellado marginal de la interfase implante-pilar. Siendo éste último un factor fundamental para garantizar la longevidad de las restauraciones.

El tamaño del microgap está relacionado con la aparición de posibles complicaciones protésicas y biológicas como la colonización bacteriana, que podría degenerar en una reacción inflamatoria o periimplantitis de los tejidos duros y blandos.⁵⁴ El grado de filtración bacteriana a este nivel se debe a múltiples factores: la precisión de ajuste entre el implante y el pilar, el grado de micromovimiento entre los componentes y el torque empleado para su conexión.^{46, 54, 55, 56} La presencia de micromovimiento en la interfase implante-pilar es un factor importante que debe ser considerado. Hermann y cols.⁵⁷ y Dias y cols.⁵⁴ observaron menor pérdida ósea crestral alrededor de implantes que habían recibido soldadura láser en la interfase entre el cuerpo implantario y el pilar, y por lo tanto funcionaban como una sola pieza. Concluyendo que esta diferencia estaba relacionada principalmente con la presencia de micromovimiento y no con el tamaño del microgap. Aunque debe tenerse en cuenta que el tamaño del microgap sí podría estar relacionado con la cantidad de toxinas locales y bacterias y el grado de micromovimiento.^{54, 57}

6.1. DISCREPANCIA MARGINAL VERTICAL

Existe controversia en la literatura sobre el valor de desajuste marginal clínicamente aceptable⁵⁸, especialmente en estructuras de una pieza sobre múltiples implantes.⁵⁹

Los estudios existentes hasta el momento que analizan el ajuste de la conexión implante-pilar son escasos, siendo los resultados muy heterogéneos, debido en parte, a que la metodología empleada difiere considerablemente de unos a otros.⁶⁰

En la presente investigación la medición de la interfase implante-pilar se realizó con microscopía electrónica de barrido, debido a su precisión y simplicidad. No obstante, esta técnica tiene limitaciones que se deben tener en cuenta porque influyen a la hora de obtener una discrepancia mayor o menor, como es la zona de medición. Oscilando los valores en función del ángulo de observación.¹⁸

El desajuste marginal vertical observado en el borde o parte más exterior de la interfase implante-pilar no siempre es continuo. Posiblemente, la morfología del microgap varía tridimensionalmente a lo largo de toda la interfase, lo que indica que no siempre mantiene una anchura uniforme desde el borde más externo a la parte interna de la conexión pilar-implante. Por lo tanto, el ajuste sería incompleto a través de la interfase. De ahí la necesidad de desarrollar protocolos de estudio para evaluar esta discrepancia de forma tridimensional, ya que un valor por encima del límite clínicamente aceptable en la zona más externa no excluye un ajuste más preciso en el área interna ni viceversa.⁵⁴

Al revisar la bibliografía sólo hemos encontrado dos referencias que analizan la discrepancia marginal vertical externa (distancia existente entre el borde externo del bisel del pilar y el borde externo del bisel del implante), registrando valores entre las 30 y las 200 μm ^{47, 61}, muy superiores a los encontrados cuando la medición se lleva a cabo a nivel interno^{52, 60, 62, 63, 64}, como se expone seguidamente.

En el presente trabajo se analizó la discrepancia marginal vertical interna obteniéndose unos valores entre 0 y 2,7 μm , en concordancia con los registrados por otros autores. (Tabla 11)

ESTUDIO	AÑO	DESAJUSTE MARGINAL
<i>Solá-Ruiz y cols.</i>	2013	0-10 μm
<i>Vizoso</i>	2012	0 μm
<i>Lorenzoni y cols.</i>	2011	0-9 μm
<i>Yüzügüllü y cols.</i>	2008	2,5-3,2 μm
<i>Tsuge y cols.</i>	2008	2,3-5,6 μm
<i>Kano y cols.</i>	2007	1-14,8 μm
<i>Jansen y cols.</i>	1997	1-5 μm
<i>Dellow y cols.</i>	1997	0-24,3 μm
<i>Presente estudio</i>	2013	0-2,7 μm

Tabla 11

6.2. DISCREPANCIA MARGINAL SEGÚN EL TIPO DE CONEXIÓN

El tipo de conexión implante-pilar constituye la principal variable para la estabilidad a largo plazo de dicha unión.

Para el presente estudio se seleccionaron implantes con conexión hexagonal externa e implantes con conexión hexagonal interna. Las primeras publicaciones de ensayos clínicos a 10 años con implantes de conexión hexagonal externa se remontan al año 1977 con los primeros trabajos de Bränemark.⁶⁵ Siendo muy numerosos los estudios realizados por otros muchos autores a lo largo de los años, considerándose el *gold estándar*. Respecto al hexágono interno, la literatura sugiere una mayor resistencia a la flexión y una mejor distribución de las fuerzas en comparación con las conexiones externas, debido a su capacidad para disipar las cargas laterales dentro del implante y crear un conjunto de dos elementos que funcionalmente se comportan como una estructura única, mostrando así una distribución de las cargas más favorable en el área de la conexión.^{15, 16}

Los resultados obtenidos en nuestro trabajo se encuentran en la línea de las últimas publicaciones, donde la conexión implante-pilar del tipo hexágono interno mostró tasas de desajuste marginal inferiores a las de la conexión hexagonal externa.

Las diferencias encontradas entre los diferentes autores pueden ser atribuidas a diversos factores como el diseño del estudio, la metodología empleada, o las características propias de los distintos sistemas de implantes.

La verificación del ajuste marginal horizontal y vertical de la conexión implante-pilar a nivel de la cresta ósea en un entorno clínico es difícil, no puede ser inspeccionado de forma visual o manual, controlado adecuadamente con un explorador, o incluso evaluado con radiografías, debido a que las discrepancias menores no serían perceptibles. En ausencia de métodos de evaluación de ajuste clínicos sencillos y específicos, la recomendación es utilizar sistemas que hayan demostrado un buen ajuste en las pruebas de investigación cuantitativas in vitro.⁶⁶

Se requieren más estudios que analicen el comportamiento, en lo que a ajuste implante-pilar se refiere, de diferentes tipos de pilares confeccionados con diferentes materiales, tanto metálicos como cerámicos y diferentes tecnologías ya sea mediante colado convencional o tecnología CAD/CAM para poder hacer unas indicaciones precisas desde el punto de vista clínico.

7. CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio in vitro, las conclusiones fueron las siguientes:

1. El desajuste marginal obtenido en los dos tipos de conexión implante-pilar analizados se encuentra dentro de los límites clínicamente aceptables.
2. El grupo TSA obtuvo discrepancias marginales menores ($0,69 \pm 0,33 \mu\text{m}$) que el grupo TSH ($1,16 \pm 0,44 \mu\text{m}$), siendo estas diferencias estadísticamente significativas.
3. Existen diferencias estadísticamente significativas en el ajuste marginal entre las caras vestibular y lingual de los pilares analizados sin tener en cuenta el tipo de conexión.
4. La discrepancia marginal fue mayor en la cara lingual del grupo TSH.

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Gomez M, Avila R, Landa S. Historical development of dental implantology. *Rev Esp Estomatol*. 1988 Jul-Aug; 36(4):303-10.
2. Misch CE. *Prótesis dental sobre implantes*. Elsevier España. 2006.
3. Adell R, Lekholm U, Rockler B, et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 6: 387.
4. Adell R, Ericsson B, Lekholm U, et al. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 3: 272-281.
5. English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices; a comprehensive overview. *Implant Dent* 1992; 1: 273-283.
6. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 809-812.
7. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, et al. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 436-440.
8. Glossary of prosthodontics terms. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 39-110.
9. Binon PP. Implants and components entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Surgery* 2000; 15: 76-94.
10. Bränemark PI, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry*. Quintessence Publishing Co. 1985. 1st edition: 11-76.
11. Weinberg LA, The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 19-31.
12. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PHJ, Polizzi G, Zarb GA, Hermann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 29-36.
13. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Practical Procedures and Aesthetic Dentistry* 2003; 15: 625-632.
14. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implant Res*. 2012 Oct; 23 Suppl 6 202-16.
15. Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent* 2011; 17: 641-647.

16. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J.* 2009; 28: 373-381.
17. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implant Res.* 2008; 19: 1276-1284.
18. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007 Nov-Dec;22(6):879-85.
19. Binon PP. The effect of implant-abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996; 9: 149-160.
20. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993 Jun; 43 (3): 245-53.
21. Núñez Navarro M, Martínez Vázquez de Parga JA, Cañada Madinazcoitia L. Sistemas de colado de titanio. *Rev Int Prot Estomatol* 2000; 2: 213-9.
22. Wang R, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence Int* 1996; 27: 401-8.
23. Rusell R, Wang I, Fenton A. Titanio para aplicaciones prostodóncicas: revision de la bibliografía. *Quintessence técnica (ed. Esp.)* 1997; 10: 27-33
24. Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand* 1989; 47: 279-86.
25. Shigemura H. Posibilidades y limitaciones del procedimiento de colado centrífugo. La teoría del colado de Morimoto en el banco de pruebas. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 1996; 7: 199-226.
26. Carlucci EH. El final de los tiempos pioneros en el colado del titanio. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 2000; 11: 106-21.
27. Dietzschold K. Coronas dobles de titanio y galvánicas; un caso clínico. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 2001; 12: 348-58.
28. Iglesia MA, Moreno J. Obtención del ajuste pasivo clínico en prótesis sobre implantes. *Rev Int Prot Estomatol.* 2000; 2: 290-7.
29. Walter M, Bonnig P, Reppel PD. Clinical performance of machined titanium restorations. *J Dent* 1994; 22: 346-8.

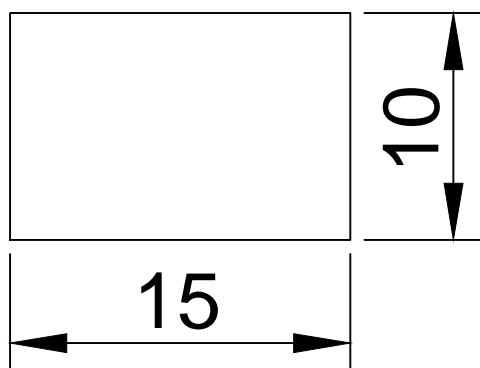
30. Berg E, Davik G, Gjerdet N. Hardness, strength and ductility of prefabricated titanium rods used in the manufacture of spark erosion crowns. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 419-25.
31. Low D, Sumii T, Swain M. Thermal expansion coefficient of titanium casting. *J Oral Rehab* 2001; 28: 239-42.
32. Horasawa N, Takahashi S, Marek M. Galvanic interaction between titanium and gallium alloy or dental amalgam. *Dent Mater* 1999; 15: 318-22.
33. Gil FJ, Costa S, Coratda M, Giner L, Padrós A. Evolución del potencial natural de corrosión de diferentes metales y aleaciones que se utilizan en odontología. *Rev Int Prot Estomatol*. 2001; 3: 106-10.
34. Sola MF, Labaig C, Martínez A, Mañés J. Estudio comparativo in vitro del ajuste marginal de restauraciones ceramometálicas y completas de cerámica. *Soprodent* 1993; 9: 67-70.
35. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 405-408.
36. Guindy JS, Besimo CE, Besimo R, Schiel H, Meyer J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. *J Oral Rehabilitation* 1998; 25: 403-408.
37. Nicholls JJ. The measure of distortion: Concluding remarks. *J Prosthet Dent* 1980; 43: 218-223.
38. Clelland NL, Papazoglou E, Carr AB et al. Comparison of strains transferred to a bone stimulant among implant overdenture bar with various levels of misfit. *J Prosthodont* 1995 4: 243-250.
39. Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994 9: 405-411.
40. Misch CE. Principles for retained prostheses. In Misch CE: Contemporary implant dentistry, ed 1, St Louis, 1993, Mosby.
41. Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 2000;83(1):40-9.
42. Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosthodont* 2004;17(2):218-23.
43. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc* 1989;3(1):147-58; discussion 58-9.

44. Chan C, Haraszthy G, Geis-Gerstorfer J, Weber H, Huettemann H. Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns. *Quintessence Int* 1989;20(3):189-93.
45. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 314-324.
46. Jansen VK, Conrads G, Richter EI. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 527-540.
47. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 184-192.
48. Al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002; 25: 38-42.
49. Hermann JS. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *Periodontol* 2001; 72: 1372-1383.
50. Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent* 1996; 5: 235-248.
51. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 589-598.
52. Lorenzoni FC, Coelho PG, Bonfante G, Carvalho RM, Silva NR, Suzuki M, Silva TL, Bonfante EA. Sealing capability and SEM observation of the implant-abutment interface. *Int J Dent* 2011; 2011: 864183.
53. King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: A radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol* 2002; 73:1111-1117.
54. Dias EC, Bisognin ED, Harari ND, Machado SJ, da Silva CP, Soares GD, Vidigal GM Jr. Evaluation of implant-abutment microgap and bacterial leakage in five external-hex implant systems: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Mar-Apr; 27 (2): 346-51.
55. Do Nascimento C, Miani PK, Watanabe E, Pedrazzi V, de Albuquerque RF Jr. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of an external-hex implant after saliva incubation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Jul-Aug;26 (4):782-7.
56. Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 Nov-Dec;20 (6):875-81.

57. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser d, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on the crestal bone changes round titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2001; 72: 1372-1383.
58. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int j oral maxillofac implants*. 1996; 11: 151-8.
59. Tiossi R, Falcão-Filho H, Aguiar Júnior FA, Rodrigues RC, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp titanium and ni-cr alloy one-piece cast implant-supported frameworks. *J oral rehab* 2010; 37: 359-63.
60. Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and mcirogaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dent Mater J* 2008 Jan; 27 (1): 29-34.
61. Boeckler AF, Morton D, Kraemer S, Geiss-Gerstdorfer J, Setz JM. Marginal accuracy of combined tooth-implant-supported fixed dental prostheses after in vitro stress simulation. *Clin Oral Implant Res* 2008 Dec;19 (12): 1261-9.
62. Solá-Ruíz MF, Selva-Otaolaurruchi E, Senent-Vicente G, González-de-Cossio I, Amigó-Borrás V. Accuracy combining different brands of implants and abutments. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013 Mar 1;18(2):332-6.
63. Yüzügüllü B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008; 10 (2): 113-21.
64. Dellow AG, Driessen CH, Nel HJC. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. *Int J Prosthodont* 1997; 10(3): 216-21.
65. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience of a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.
66. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008 Mar-Apr;23(2):247-52.

9. ANEXOS

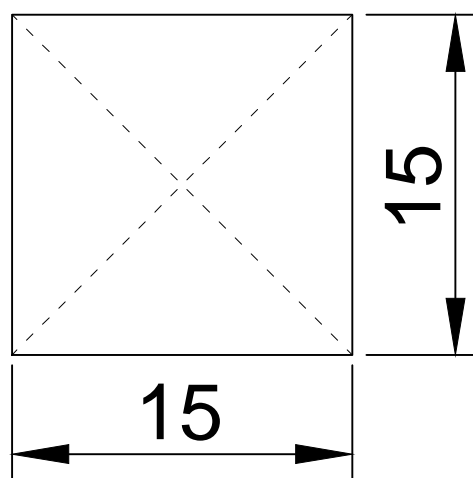
9.1. PLANO PARA LA CONFECCIÓN DE LA PROBETA



Perfil



Alzado

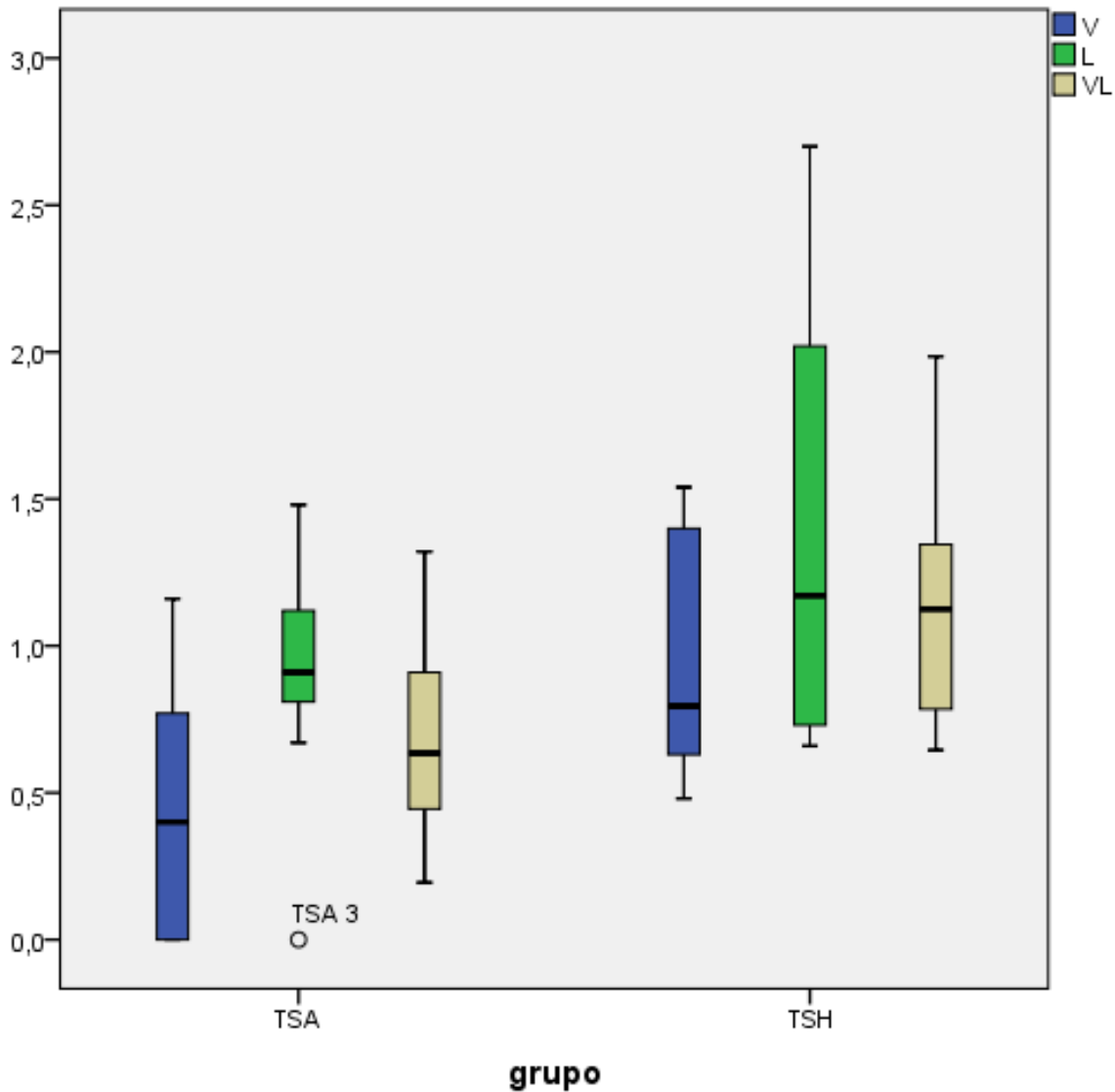


Planta

cotas en mm.

9.2. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

grupo



VL: Variable promedio V_L: Variable resta

Resúmenes de casos

	V	L	VL
N	20	20	20
Media	,7095	1,1370	,9233
Mediana	,6550	,9700	,8850
Desv. típ.	,47743	,60029	,45073
Error típ. de la media	,10676	,13423	,10079
Mínimo	,00	,00	,20
Máximo	1,54	2,70	1,99

Mirar Shapiro-Wilk y para diferencias entre V y L es suficiente mirar V_L

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V	,108	20	,200 [*]	,945	20	,303
L	,165	20	,158	,912	20	,070
VL	,131	20	,200 [*]	,959	20	,519

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V_L	,094	20	,200*	,983	20	,971

a. Corrección de la significación de Lilliefors

*. Este es un límite inferior de la significación verdadera.

Resúmenes de casos

grupo		V	L	VL
TSA	N	10	10	10
	Media	,4530	,9210	,6870
	Mediana	,4000	,9100	,6350
	Desv. típ.	,40280	,41159	,32877
	Error típ. de la media	,12738	,13016	,10397
	Mínimo	,00	,00	,20
	Máximo	1,16	1,48	1,32
TSH	N	10	10	10
	Media	,9660	1,3530	1,1595
	Mediana	,7950	1,1700	1,1250
	Desv. típ.	,41564	,69832	,44359
	Error típ. de la media	,13144	,22083	,14027
	Mínimo	,48	,66	,65
	Máximo	1,54	2,70	1,99
Total	N	20	20	20
	Media	,7095	1,1370	,9233
	Mediana	,6550	,9700	,8850
	Desv. típ.	,47743	,60029	,45073
	Error típ. de la media	,10676	,13423	,10079
	Mínimo	,00	,00	,20
	Máximo	1,54	2,70	1,99

Pruebas de normalidad

grupo		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V	TSA	,170	10	,200*	,923	10	,383
	TSH	,239	10	,111	,855	10	,067
L	TSA	,194	10	,200*	,906	10	,255
	TSH	,192	10	,200*	,881	10	,134
VL	TSA	,127	10	,200*	,968	10	,875
	TSH	,138	10	,200*	,929	10	,433

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V_L	TSA	,162	10	,200 [*]	,923	10	,386
	TSH	,134	10	,200 [*]	,962	10	,804

a. Corrección de la significación de Lilliefors

*. Este es un límite inferior de la significación verdadera.

Prueba T

Estadísticos de grupo

		N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
VL	TSA	10	,6870	,32877	,10397
	TSH	10	1,1595	,44359	,14027

Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
VL	Se han asumido varianzas iguales	,595	,451	-2,706	18	,014	-,47250	,17460	-,83933	-,10567
	No se han asumido varianzas iguales			-2,706	16,596	,015	-,47250	,17460	-,84156	-,10344

Prueba T

Estadísticos de muestras relacionadas

		Media	N	Desviación típ.	Error típ. de la media
Par 1	V	,7095	20	,47743	,10676
	L	1,1370	20	,60029	,13423

Correlaciones de muestras relacionadas

		N	Correlación	Sig.
Par 1	V y L	20	,391	,088

Prueba de muestras relacionadas

Prueba de muestras relacionadas								
	Diferencias relacionadas				t	gl	Sig. (bilateral)	
	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
				Inferior				Superior

Par 1	V - L	-,42750	,60328	,13490	-,70984	-,14516	-3,169	19	,005
-------	-------	---------	--------	--------	---------	---------	--------	----	------

Prueba T grupo = TSA

Estadísticos de muestras relacionadas^a

		Media	N	Desviación típ.	Error típ. de la media
Par 1	V	,4530	10	,40280	,12738
	L	,9210	10	,41159	,13016

Correlaciones de muestras relacionadas^a

		N	Correlación	Sig.
Par 1	V y L	10	,304	,394

Prueba de muestras relacionadas^a

		Diferencias relacionadas				t	gl	Sig. (bilateral)	
				Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
					Inferior				Superior
Par 1	V - L	-,46800	,48057	,15197	-,81178	-,12422	-3,080	9	,013

grupo = TSH

Estadísticos de muestras relacionadas^a

		Media	N	Desviación típ.	Error típ. de la media
Par 1	V	,9660	10	,41564	,13144
	L	1,3530	10	,69832	,22083

Correlaciones de muestras relacionadas^a

		N	Correlación	Sig.
Par 1	V y L	10	,218	,545

Prueba de muestras relacionadas^a

	Diferencias relacionadas					t	gl	Sig. (bilateral)
	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
				Inferior	Superior			
Par 1 V - L	-,38700	,73057	,23103	-,90962	,13562	-1,675	9	,128